



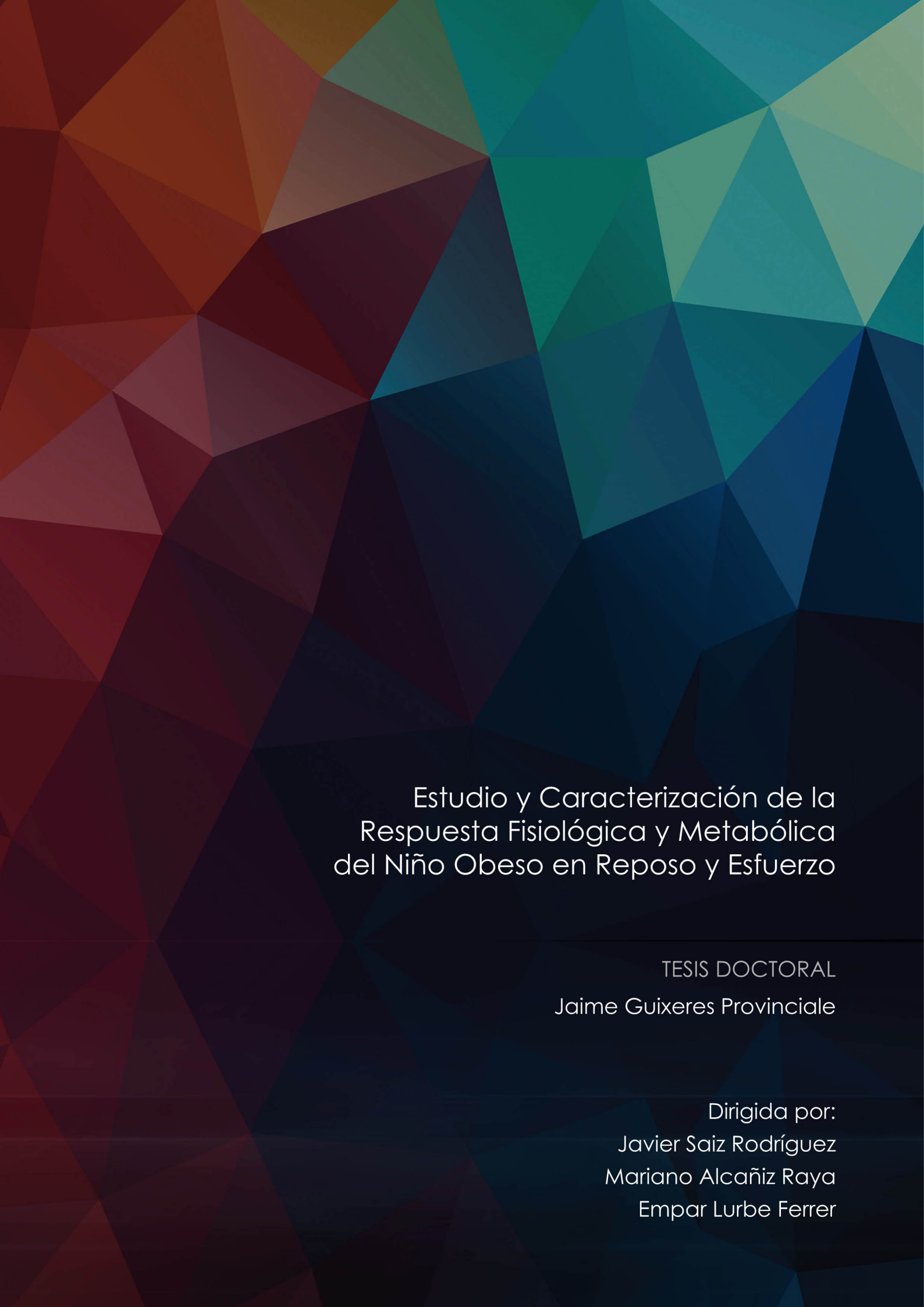
*Dedicado a mi Madre...*



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA







Estudio y Caracterización de la  
Respuesta Fisiológica y Metabólica  
del Niño Obeso en Reposo y Esfuerzo

TESIS DOCTORAL  
Jaime Guixeres Provinciale

Dirigida por:  
Javier Saiz Rodríguez  
Mariano Alcañiz Raya  
Empar Lurbe Ferrer



Dr. Francisco Javier Saiz Rodríguez, Profesor Catedrático de la Universidad Politécnica de Valencia, Dr. Mariano Alcañiz Raya, Profesor Catedrático de la Universidad Politécnica de Valencia y la Dra. Empar Lurbe Ferrer, Profesora Titular de la Universidad de Valencia

CERTIFICAN:

Que la presente Tesis Doctoral titulada **“Estudio y Caracterización de la Respuesta Fisiológica y Metabólica del Niño Obeso en Reposo y Esfuerzo”** ha sido realizada bajo su dirección por el Ingeniero D. Jaime Guixeres Provinciale.

Y para que conste a los efectos legales, se extiende la presente certificación en Valencia, a 21 de Julio de 2014.

Fdo. Francisco Javier Saiz Rodríguez

Fdo. Mariano Alcañiz Raya

Fdo. Empar Lurbe Ferrer



## Agradecimientos

Por fin entrego mi Tesis reflejo del mi más sincera pasión por la investigación y la ciencia. Ya cuando era pequeño recuerdo que mi madre me contaba que una gitana le paro un día y le dijo: "tendrás dos hijos, uno de ellos se dedicará a la ciencia, y el otro a temas de economía...", bueno, en lo de dos niños acertó, en el de la economía también y parece que en el otro también va a resultar que acertó.

Evidentemente me gustaría empezar diciendo que esta Tesis va dedicada a la persona que me dio la vida y que me animó continuamente a conseguir ese sueño que un día alguien ya le anticipó sobre mí. Esto es tuyo Mama...

No me quiero olvidar de mis directores y directora, lo primero decir que es un orgullo tener una terna de directores como estos, de ellos he aprendido muchas cosas, algunas científicas y otras de carácter personal pero lo que especialmente he aprendido es como de diversas maneras (en la diversidad está el gusto) se pueden alcanzar en la vida los objetivos que uno se propone y como este mundo de la ciencia y la investigación puede recompensar en gran medida los esfuerzos que a uno se le planteen. Sé que en momentos he probado vuestra paciencia (soy un poco bala) pero quiero que sepáis que os admiro y os respeto en gran medida y espero no defraudar la confianza que habéis depositado en mí. Gracias de corazón, Empar, Javier y Mariano.

Me gustaría hacer extensible mi admiración, respeto y cariño para otras dos personas que considero como directoras también de mi carrera investigadora, también de ellas he aprendido mucho en estos años, Gracias Rosa Y Cristina.

Y por supuesto no quiero olvidarme de todos mis compañeros: UPV, UV, UJI, HGV, Auxológico di Milano y como no del super equipo AJJJ y del grupazo SMK que estamos conformando, en el LENI (la vamos a liar en estos años que vienen..), no os voy a nombrar a todos porque me dejaría a alguien y no creo que sea justo, así que simplemente deciros que para mí en cada momento de mi vida incluido este, siempre he necesitado dar y recibir cariño para sentirme realizado y durante esta tesis eso lo he tenido; lo mejor que me llevo de todo esto sin lugar a dudas es la cantidad de gente genial que he conocido y que me llevo para siempre. Me tenéis para lo que queráis, de verdad. Si me permitís voy a hacer extensible mi abrazo a toda mi gente de fuera de mi trabajo a la que amo, que me han escuchado días y días hablar sobre mil ideas, mil historias y mil proyectos que quería llevar a cabo (una en especial me oyó mas veces que nadie y me apoyo mucho, sin ella yo no

estaría aquí escribiendo esto, gracias Ballisaray...), bueno ya me conocéis, el eterno Jaime soñador, siempre ilusionado con alguna nueva idea... Gracias a todos; mi vida tiene sentido porque estáis ahí...

También quiero recordar a mi familia, en especial a mi pareja favorita, my father & my brother, bueno ahora ya tenéis a un doctor en casa, creo que formamos un equipo imparable, como el Real...

Me gustaría también más que agradecer, dedicar también esta Tesis a todas las personas que me he cruzado y me cruzaré y que como yo creen, que a través de la pasión en tu trabajo y en lo que crees se pueden conseguir grandes metas y se puede evolucionar como persona aunque los demás te intenten convencer de lo contrario. En este País dedicarse a esto es un reto difícil pero de verdad que merece la pena.

Por último agradecer a la Universidad Politécnica de Valencia por las becas que me concedió, en concreto al grupo de Bioelectrónica y en especial al Instituto Labhuman donde espero poder seguir mi carrera mucho tiempo. Y quiero darles las gracias especialmente por algo muy importante para mí, por permitirme hacer lo que más me gusta... "intentar trasladar los sueños y las ideas en realidades que puedan ayudar a mejorar nuestra sociedad"....

Muchas gracias a todos, nos vemos en el Laboratorio...

*"Es de importancia para quien desee alcanzar una certeza en su investigación, el saber dudar a tiempo."*

Aristóteles

---

# RESUMEN

---

**Antecedentes:** Existen hasta la fecha bastantes trabajos de la respuesta metabólica y cardiovascular en adultos y algunos menos en niños pero muy pocos se han centrado en investigar acerca de las alteraciones cardiorespiratorias y metabólicas que implica la obesidad infantil. Una auténtica epidemia del siglo XXI. Se hace necesario instaurar nuevos marcadores para adaptar los tratamientos en este campo

**Objetivo:** Mejorar y avanzar en el conocimiento que permita proponer nuevos métodos para estimar patrones de actividad física del niño obeso en situaciones ambulatorias y clínicas y estudiar su respuesta cardiorrespiratoria en situaciones de reposo y de esfuerzo con el fin de generar marcadores que ayuden a caracterizarlo mejor permitiendo aumentar la eficacia del tratamiento aplicado.

**Métodos:** Para ello tres tipos de estudios se llevaron a cabo. Durante los estudios un grupo de señales fisiológicas (electrocardiograma (ECG), frecuencia respiratoria (BR), pulsioximetría (SpO<sub>2</sub>)), y señales de acelerometría (ACC) han sido medidas por una nueva plataforma de sensorización que en su última versión se ha integrado en un tejido inteligente (TIPS shirt). Acompañadas de datos clínicos, las medidas del TIPS han sido correlacionadas con el consumo metabólico y la respuesta ventilatoria medida con un calorímetro. En el estudio A se midieron a 27 niños obesos y 29 niños con peso normal para determinar y analizar el metabolismo basal. En el estudio B se midió el consumo energético de un grupo de 61 niños obesos y 31 niños con peso normal que completaron una prueba de esfuerzo y una serie de actividades cotidianas de un niño en reposo y por último en el estudio C, 60 niños obesos y 40 normo peso completaron una prueba de esfuerzo y recuperación para analizar la respuesta cardiorrespiratoria. Todos los estudios fueron llevados a cabo en el Hospital General Universitario de Valencia y en el colegio Max UAB de Valencia.

**Resultados** En el estudio A se compararon los valores obtenidos de medida del metabolismo basal frente a los valores predichos por modelos de la literatura y se encontró una alta variabilidad en las predicciones que aconsejan la medición real de este parámetro. Además se apreciaron diferencias significativas entre el grupo obeso y el grupo normo peso en la respuesta autónoma en reposo. En el estudio B los modelos que combinaron frecuencia cardíaca y acelerometría mostraron la relación más fuerte con las variables metabólicas medidas por el equipo de calorimetría indirecta y en el estudio C se encontraron diferencias significativas en la recuperación del esfuerzo máximo del obeso frente al normo peso especialmente en la recuperación del tono parasimpático.

**Conclusión:** En esta Tesis se ha demostrado que la inclusión de determinadas pruebas clínicas y de nuevas técnicas de procesamiento de las medidas realizadas aumentarán la eficacia de la intervención en el tratamiento del niño obeso. En las mediciones del metabolismo basal realizadas se ha observado que es necesario determinar la respuesta del metabolismo basal de cada sujeto mediante una medida real y no por medio de modelos predictivos. Por otro lado, el realizar una medida de esfuerzo ha permitido determinar como caracterizar la respuesta individual tanto metabólica como cardiovascular del sujeto con sistemas ambulatorios menos costosos y más sencillos de manejar que los calorímetros usados habitualmente en pruebas de esfuerzo, especialmente analizando parámetros de disfunción que han aparecido en esta Tesis del sistema autónomo y aplicando los nuevos modelos de predicción del consumo metabólico extraídos exclusivamente de población obesa haciendo uso de la señal cardíaca y de la señal de acelerometría. Estos indicadores extraídos de este tipo de pruebas ayudarán al profesional de la salud a adaptar y personalizar la intervención a aplicar en cada caso clínico a tratar.

---

# ABSTRACT

---

**Antecedents:** *There exist up to the date enough works of the metabolic and cardiovascular response in adults and some less in children but very few ones have centered on investigating it brings over of the cardiorespiratory and metabolics alterations that the infantile obesity implies. An authentic epidemic for the 21st century. It becomes necessary to restore new scoreboards for these responses of obese children to adapt the treatments in this field.*

**Objective:** *To improve and to advance in the knowledge that allows to propose new methods to estimate patterns of physical activity of the obese child in ambulatory and clinical scenarios and to study his cardiorespiratory response in situations of rest and effort in order to generate scoreboards that help to characterize him better allowing to increase the efficiency of the applied treatment.*

**Methods:** *For this purpose three types of studies were carried out. During the studies a group of physiological signals (electrocardiogram (ECG), breathing rate (BR), pulse oximetry (SpO<sub>2</sub>)), and accelerometer (ACC) have been measured by a new monitoring platform that in its last version has been integrated into an intelligent fabric (TIPS shirt). Joined to clinical information the signals from the TIPS have been correlated by the metabolic consumption and ventilatory response measured by calorimeter. In the study A, 21 obese boys and 29 normal weight boys were measured to determine and to analyze the basal metabolism. In the study B it was measured the energetic consumption of a group of 61 obese children and 31 normal weight children that completed an effort test and a series of daily sedentary activities for a child; finally in the study C, 60 obese children and 40 normal weight children completed an effort test to analyze the cardiorespiratory response. All the studies were carried out in the General Hospital and in the college Max UAB of Valencia.*

**Results:** *In the study A there were compared the values obtained of basal metabolism opposite to the values predicted by models of the literature and it was found a high variability in the predictions that advise the real measurement of this parameter. In addition they appreciated differences between the obese group and the normal weight group in the autonomous response in rest. In the study B the models that combined heart rate and accelerometer showed the strongest relation with the metabolic variables measured by an indirect calorimeter and in the study C, results found significant differences in the recovery of the maximum effort of the obese opposite to the normal weight especially in parasympathetic tone.*

**Conclusion:** *On this Thesis it has been stated that inclusion of new clinical tests and new data processing techniques are necessary for making more effectiveness interventions during the treatment of obese children. On the measurements of the basal metabolism made it has been observed that it's necessary to determine in an effective way the basal metabolism of every subject by means of a real measure and not by means of predictive models, on the other hand it is necessary to realize an effort Test that allows us to determine the individual both metabolic and cardiovascular response with high ecological tools, specially analyzing parameters of possible dysfunction of the autonomous system and with regard to the prediction of the metabolic consumption in ambulatory measures it becomes necessary develop new models extracted exclusively from obese population specially combining cardiac signal and accelerometer signals. These markers extracted from these new clinical tests will help health professional to adapt and personalize the intervention applied on every clinical case.*



---

# RESUM

---

**Antecedents:** *Existeixen fins a la data prou treballs de la resposta metabòlica i cardiovascular en adults i alguns menys en xiquets però molt pocs s'han centrat a investigar sobre les alteracions cardiorespiratòries y metabòliques que implica l'obesitat infantil. Una autèntica epidèmia del segle XXI. Es fa necessari instaurar nous marcadors d'estes respostes en el xiquet obès per a adaptar els tractaments en este camp.*

**Objectiu:** *Millorar i avançar en el coneixement que permeta proposar nous mètodes per a estimar patrons d'activitat física del xiquet obès en situacions ambulatories i clíniques i estudiar la seua resposta cardiorrespiratòria en situacions de repòs i d'esforç a fi de generar marcadors que ajuden a caracteritzar-lo millor permetent augmentar l'eficàcia del tractament aplicat.*

**Mètodes:** *Per a això tres tipus d'estudis es van dur a terme. Durant els estudis un grup de senyals fisiològics (electrocardiograma (ECG), freqüència respiratòria (BR), pulsioximetria ( $SpO_2$ )), i senyals d'acelerometria (ACC) han sigut mesures per una nova plataforma de sensorització que en la seua última versió s'ha integrat en un teixit intel·ligent (TIPS shirt). Acompanyades de dades clíniques, les mesures dels TIPS han sigut correlacionades amb el consum metabòlic i la resposta ventilatòria mesura amb un calorímetre. En l'estudi A es van mesurar a 27 xiquets obesos i 29 xiquets amb pes normal per a determinar i analitzar el metabolisme basal. En l'estudi B es va mesurar el consum energètic d'un grup de 61 xiquets obesos i 31 xiquets amb pes normal que van completar una prova d'esforç i una sèrie d'activitats quotidianes d'un xiquet en repòs i finalment en l'estudi C, 60 xiquets obesos i 40 xiquets amb pes normal van completar una prova d'esforç i recuperació per a analitzar la resposta cardiorespiratòria. Tots els estudis van ser duts a terme en l'Hospital General Universitari de València i en el col·legi Max UAB de València.*

**Resultats** *En l'estudi A es van comparar els valors obtinguts de mesura del metabolisme basal enfront dels valors predits per models de la literatura i es va trobar una alta variabilitat en les prediccions que aconsellen el mesurament real d'este paràmetre. A més es van apreciar diferències entre el grup obès i el grup normo peso en la resposta autònoma en repòs. En l'estudi B els models que van combinar freqüència cardíaca i accelerometria van mostrar la relació més forta amb les variables metabòliques mesures per l'equip de calorimetria indirecta i en l'estudi C es van trobar diferències significatives en la recuperació de l'esforç màxim de l'obès enfront del normo peso especialment en el ton parasimpàtic.*

**Conclusió:** *En esta Tesi s'ha demostrat que la inclusió de determinades proves clíniques i de noves tècniques de processament de les mesures realitzades augmentaran l'eficàcia de la intervenció en el tractament del xiquet obès. En els mesuraments del metabolisme basal realitzades s'ha observat que és necessari determinar la resposta del metabolisme basal de cada subjecte per mitjà d'una mesura real i no per mitjà de models predictius. D'altra banda, el realitzar una mesura d'esforç ha permès determinar la resposta individual tant metabòlica com cardiovascular del subjecte de la manera més ecològica, especialment analitzant paràmetres de disfunció que han aparegut en esta Tesi del sistema autònom i aplicant els nous models de predicció del consum metabòlic extrets exclusivament de població obesa fent ús del senyal cardíac i de la senyal d'acelerometria. Estos indicadors extra anats d'este tipus de proves ajudaran al professional de la salut a adaptar i personalitzar la intervenció a aplicar en cada cas clínic a tractar.*



# Contenido

<b>1. Introducción.....</b>	<b>1-3</b>
1.1. Motivación .....	1-3
1.2. Organización de la memoria .....	1-4
<b>2. Obesidad Infantil .....</b>	<b>2-7</b>
2.1. Definición y determinacion en poblacion inafntil.....	2-7
2.2. La obesidad como problema de salud .....	2-8
2.3. Epidemiología de la obesidad. Prevalencia y tendencias.....	2-8
2.4. Comorbilidad y alteraciones de la obesidad en niños y adolescentes.....	2-11
2.5. Tratamiento de la obesidad .....	2-12
2.5.1. Efecto en la obesidad infantil de la actividad fisica .....	2-13
2.5.2. E-Terapia inteligente contra la obesidad Infantil: Etiobe.....	2-16
<b>3. Respuesta cardiovascular y sistema autónomo .....</b>	<b>3-23</b>
3.1. Corazón .....	3-24
3.2. Electrocardiograma y frecuencia cardiaca .....	3-24
3.3. Análisis de la variabilidad cardiaca (HRV) .....	3-27
3.3.1. Antecedentes.....	3-27
3.3.2. Conceptos fisiológicos detrás del HRV.....	3-28
3.3.3. Dimensiones de medida del HRV .....	3-31
3.3.4. Variabilidad del ritmo cardiaco en niños y su relacion con la obesidad .....	3-34
<b>4. Actividad física y consumo energético .....</b>	<b>4-37</b>
4.1. Cuantificando la actividad física y el consumo de energía .....	4-37
4.2. Fisiología de la actividad fisica.....	4-38
4.2.1. Respiración aeróbica y anaeróbica .....	4-38
4.2.2. Respuestas y adaptaciones cardiocirculatorias a la actividad física.....	4-39
4.2.3. Valoración de la condición física .....	4-40
4.3. Dimensiones de la actividad física y el consumo energético .....	4-46
4.4. Intensidad de la actividad física .....	4-46
4.4.1. Intensidad absoluta .....	4-46
4.4.2. Intensidad relativa.....	4-47
4.4.3. Consumo de energía total .....	4-48
4.5. Evaluación y cuantificación de la actividad física y del consumo energético .....	4-51
4.5.1. Métodos ambulatorios para la detección de la actividad física .....	4-53
4.5.2. Metodos de referencia para la detección de la actividad física .....	4-61

<b>5. Justificación y objetivos .....</b>	<b>5-65</b>
<b>6. Materiales y métodos.....</b>	<b>6-71</b>
6.1. Descripción de los estudios realizados.....	6-71
6.1.1. Estudio para la validación de modelos de estimación del metabolismo basal en niños obesos clínicos y niños normopeso (estudio A).....	6-71
6.1.2. Estudio para la validación de modelos de estimación del consumo metabólico y Estudio de la variabilidad cardiaca durante una prueba de esfuerzo en niños obesos clínicos y niños normopeso (Estudio b y c).....	6-73
6.1.3. Instrumentos y Medidas .....	6-77
6.2. Introducción al desarrollo de la plataforma TIPS .....	6-79
6.2.1. Evolucion del tips en una camiseta biomédica.....	6-83
6.2.2. Procesamiento de la señal del acelerómetro en el módulo de la actividad física.....	6-84
6.2.3. Escenario de uso de la plataforma tips en los Estudios de Investigación propuestos.....	6-87
6.2.4. Desarrollo de la aplicación software para la realización de pruebas de esfuerzo y medidas del metabolismo basal .....	6-88
6.2.5. Ensayos de validacion y eficacia en la medición de las señales de ECG y del acelerometro en el tips.....	6-92
6.3. Preparación de los datos. Tratamiento estadístico de los datos y técnicas de identificación de modelos en el estudio .....	6-98
6.3.1. Técnicas de identificación de modelos.....	6-98
6.3.2. Calculo de la variabilidad cardiaca.....	6-102
6.3.3. Técnicas estadísticas.....	6-111
6.3.4. Realización de cálculos adicionales .....	6-112
<b>7. Resultados y discusión .....</b>	<b>7-119</b>
7.1. Resultados estudio A: Estudio del metabolismo basal en niños obesos clínicos y niños normopeso .....	7-119
7.1.1. Comparación de los valores de metabolismo basal real medidos, antropométricos, diferencias por grupo y sexo.....	7-120
7.1.2. Comparacion parámetros fisiológicos durante la medida del metabolismo basal en niños obesos y niños normopeso .....	7-124
7.1.3. Comparacion y Correlación de parámetros de Analítica.....	7-127
7.1.4. Variabilidad cardiaca durante la medición del metabolismo basal .....	7-128
7.1.5. Modelos Teóricos de Predicción del Metabolismo Basal frente a la medida obtenida por calorimetría.....	7-142
7.1.6. Discusion resultados estudio A .....	7-154

7.2. Resultados estudio B: Estudio para la validacion y ajuste de nuevos modelos en la estimación del consumo metabolico en niños obesos .....	7-158
7.2.1. Valores generales de la respuesta fisiológica del niño obeso y normopeso. 7-159	
7.2.2. Determinacion del consumo metabolico ponderado por el consumo basal (MET vs. rMET).....	7-163
7.2.3. Ajuste de modelos por regresión múltiple con diferentes características para cada uno de los grupos (población normal (GC) y población obesa (GE)).....	7-167
7.2.1. Ajuste deL modelo propuesto separado en la fase de esfuerzo y en la fase de recuperacion.....	7-179
7.2.2. Ajuste de modelos por Identificacion de modelos entrada-salida con diferentes características para cada uno de los grupos (población normal y población obesa) ..	7-180
7.2.3. Ajuste de modelos por el metodo de las curvas de regresion adaptativas multiples (MARS) para cada uno de los grupos (población normal y población obesa). 7-187	
7.2.4. Validación de los modelos en un subconjunto de población obesa.....	7-190
7.2.5. Discusión Resultados estudio B .....	7-200
7.3. Resultados Estudio C: Estudio de la variabilidad cardiaca durante una prueba de esfuerzo en niños obesos clínicos y niños normopeso .....	7-210
7.3.1. Valores generales de la respuesta fisiológica del niño obeso y normopeso durante una prueba de esfuerzo y su recuperación .....	7-213
7.3.2. Estudio de la variabilidad cardiaca en reposo antes y después de una situación de esfuerzo submáximo en niños normo peso y obeso .....	7-218
7.3.3. Estudio de la Evolución de La variabilidad cardiaca durante una situación de esfuerzo submáximo y recuperacion en niños normopeso y obeso.....	7-225
7.3.4. Determinacion de intensidad relativa de la actividad fisica en base a la monitorización cardiaca.....	7-248
7.3.5. Estudio de la recuperación tras el Esfuerzo. frecuencia cardiaca de recuperacion y cinéticas de la respuesta de parámetros de ventilacion y frecuencia cardiaca.....	7-249
7.3.6. Discusion resultados estudio C.....	7-260
<b>8. Conclusiones .....</b>	<b>8-271</b>
8.1. Versión castellano .....	8-271
8.2. English Version.....	8-280
<b>9. Interés clinico y lineas de trabajo .....</b>	<b>9-289</b>
9.1. Interes clinico .....	9-289
9.1.1. Prueba clínica de capacidad aeróbica .....	9-289
9.1.2. Mediciones de la respuesta basal.....	9-289
9.2. Líneas de trabajo a seguir.....	9-293
9.2.1. Estudio de la eficacia de los videojuegos activos.....	9-293

9.2.2.	Monitorización diaria de la actividad física .....	9-293
9.2.3.	Desarrollar nuevas plataformas de intervencion y promocion de la actividad fisica 9-295	
9.2.4.	Nuevas técnicas de determinación y caracterizacion del niño obeso mediante la variabilidad cardiaca.....	9-296
9.2.5.	Motor de inteligencia para la intervención en programas de promocion de la actividad fisica en tratamientos de obesidad infantil.....	9-296
<b>10.</b>	<b>Publicaciones.....</b>	<b>10-299</b>
10.1.	Revistas internacionales .....	10-299
10.2.	Congresos internacionales.....	10-300
10.3.	Congresos nacionales .....	10-301
10.4.	Enviados a revista y pendientes de aceptar .....	10-303
<b>11.</b>	<b>Bibliografía y glosario .....</b>	<b>11-305</b>
11.1.	Ecuaciones.....	11-305
11.2.	Figuras.....	11-305
11.3.	Tablas .....	11-311
11.4.	Referencias.....	11-314
<b>12.</b>	<b>Anexos.....</b>	<b>12-341</b>
12.1.	Especificaciones hardware .....	12-341
12.2.	Datos adicionales estudio A .....	12-343
12.3.	Datos adicionales estudio B .....	12-352
12.4.	Datos adicionales estudio C .....	12-363

---

# LISTA DE ABREVIATURAS

---

**ACC:** *Accelerometer* – Acelerómetro. (unidad: cpm cuentas por minuto)

**aLF, aHF, aTotal:** Valores absolutos de energía en la banda de baja frecuencia (LF), de alta frecuencia (HF) o totales (unidad depende del método).

**BMR:** *Basal metabolic rate* - metabolismo basal de la persona. (kcal/día)

**BMR\_FFM:** Metabolismo basal ponderado por la masa magra. (kcal/día·kg)

**BP:** *Blood pressure* – Presión Arterial. (mmHg)

**BR:** *Breathing Rate* – Frecuencia Respiratoria. (resp/min)

**BRS:** Índice de sensibilidad barorefleja.

**CHD:** *Coronary heart disease* – enfermedad coronaria del corazón.

**CPM:** *Counts per minute* – cuentas por minuto - unidad que da el acelerómetro.

**CVD:** *Cardiovascular disease* – enfermedad cardiovascular.

**CPET:** *Cardio Pulmonar Exercise Testing* – pruebas de esfuerzo.

**DIT:** *Diet induced thermogenesis* – energía diaria asociada al proceso de termogénesis.

**DLW:** *Doubly labelled water* : método del agua doblemente arcada.

**EE:** *Energy Expenditure* – Consumo de Energía. (kcal o KJ)

**GC:** Grupo de control - Muestra de Población con una distribución Normal de la población infantil actual con una combinación de sujetos obesos y normopeso.

**GE:** Grupo de estudio - Muestra de Población Obesa motivo de estudio.

**GV:** Grupo de validación - Muestra de población Obesa seleccionada para validar los modelos.

**HR:** *Heart Rate* – Frecuencia Cardíaca. (latidos/min)

**HRaS:** *Hear Rate above Sleep* - HR por encima del HR en reposo. (latidos /min)

**HRmax:** *máximum Heart Rate* - frecuencia cardíaca más alta que un individuo puede conseguir con seguridad para su salud. (latidos /min)

**HRreserve:** *Heart Rate Reserve* – diferencia entre el HR máximo y el HR en reposo (latidos /min)

**HRrest:** *Heart Rate in rest* – Frecuencia Cardíaca media en una situación de reposo, idealmente durante la fase de sueño. (latidos /min)

**HRrecov:** *Heart Rate Recovery* – Descenso de la Frecuencia Cardiaca transcurrido un tiempo prefijado (suele calcularse por minutos) desde una situación de esfuerzo submáximo o máximo. (latidos /min)

**HRVti:** índice triangular de la señal HRV (Vanderlei et al. 2010).

**IMC:** *Body mass Index* - índice de masa corporal.

**IBI-RR :** *Interbeat Interval* –Intervalo RR – espacio temporal entre dos puntos R consecutivos del ECG.

**LTPA:** *Leisure-time physical activity* - actividades en el tiempo libre.

**MET:** *Metabolic Equivalent Unit* - consumo de energía expresado como múltiplos del Metabolismo Basal (BMR) o normalmente del metabolismo en reposo (RMR).(Byrne, Hills et al. 2005)

**NIDDM:** *Noninsulin-dependent diabetes mellitus* – diabetes de tipo 2.

**nHF,nLF,nVLF:** Bandas Normalizadas de ultra baja frecuencia (VLF), de baja frecuencia (LF) y de alta frecuencia (HF) de la Variabilidad Cardiaca.

**OUES:** *Oxygen uptake efficiency slope* - parámetro que relaciona el consumo de oxígeno con la ventilación total.

**PA:** *Physical activity* – actividad física.

**PAEE:** *Physical activity energy expenditure*. energía diaria asociada a la actividad física.

**PAL:** *Physical activity level* – relación entre el TEE/BMR, es decir, indicar el nivel de actividad en un día.

**PAR:** *Physical activity ratio* – el coste de energía de una actividad por unidad de tiempo expresado como un múltiplo del BMR.

**pNN50:** porcentaje de intervalos consecutivos RR con una diferencia mayor que 50 ms. (%)

**%fat:** *Fat percentage* - porcentaje de grasa corporal. (%)

**rMET:** *Real Metabolic Equivalent Unit* – Índice Metabólico tomando 1 MET= media real del metabolismo basal del sujeto.

**RMR=REE=SEE:** *Resting metabolic rate= Resting energy expenditure = Sedentary energy expenditure*– consumo energético en reposo. (kcal)

**RMR/ffm:** Consumo energético en reposo ponderado en kilos de masa no grasa. (kcal/kg)

**RQ:** *Respiratory quotient* – cociente respiratorio ( $VCO_2 / VO_2$  ) que explica la relación en el consumo de carbohidratos, grasas y proteínas.

**SMA:** *Signal Magnitude Area* – integración de los tres ejes de aceleración.

**SpO<sub>2</sub> :** *Saturation of peripheral oxygen* – Saturación de Oxígeno periférica. (%)



**SV:** *Stroke volume* –volumen de sangre que es capaz de bombear en cada latido el corazón, de su producto por la frecuencia cardiaca se obtiene la llamada Salida Cardiaca (“Cardiac Output CO”).

**TEE:** *Total energy expenditure* – energía consumida total durante el día.

**TIPS:** *Therapy intelligent personal sensor* – sensor ambulatorio de patrones de actividad física y gasto calórico.

**VAT:** *Ventilatory Anaerobic threshold* – Umbral anaeróbico. (ml/min·kg)

**VO<sub>2</sub>/ffm :** *Oxygen consumption by fat free mass* - Consumo de oxígeno ponderado en masa magra. (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)

**VO<sub>2</sub>/kg:** *Oxygen Consumption by weight* - Consumo de Oxígeno ponderado en peso. (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)

**VO<sub>2</sub> :** Oxygen Consumption - Consumo de Oxígeno. (ml/min)

**VO<sub>2</sub>basal:** consumo de oxígeno en reposo de una persona (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)

**VO<sub>2</sub>max :** *Maximum oxygen consumption* - consumo de oxígeno máximo o capacidad aeróbica . (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)

**VO<sub>2</sub> peak:** pico del consumo de oxígeno durante una prueba de esfuerzo. Suele expresarse ponderado por el peso. (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)





# 1. Introducción

---

# 1. INTRODUCCIÓN

---

---

## 1.1. MOTIVACIÓN

---

El progreso científico tecnológico está ligado con el desarrollo de las disciplinas clásicas. Este desarrollo provoca el surgimiento de nuevas disciplinas y áreas de conocimiento, las cuales se caracterizan por el enlace de dos o más de estas disciplinas o áreas de conocimiento.

Así pues, una de las disciplinas más nobles y prometedoras de la Ingeniería, es la disciplina denominada Ingeniería Biomédica, aplicación de los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina y la biología. Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de productos sanitarios y tecnologías sanitarias tales como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico y de terapia. De esta disciplina no se tiene una definición universalmente aceptada, pero si reconocidos investigadores como el Dr. José María Ferrero Corral (UPV, España) del que el doctorando recibió clases magistrales.

El desarrollo de la instrumentación electrónica produjo una explosión de resultados y se puede considerar como uno de los orígenes más cercanos de la ingeniería biomédica. A partir del desarrollo de los ordenadores, la importancia de la instrumentación fue disminuyendo, mientras que el procesamiento de las señales adquiridas cobró mayor ímpetu debido a que fue posible obtener información adicional a partir de las señales que la instrumentación proporcionaba, y que no era visible directamente a partir de los trazos puros (procesamiento de señales biomédicas). Estos avances están encaminados a mejorar los métodos de diagnóstico y elevar la calidad de vida del ser humano.

En este sentido, el diagnóstico temprano de diferentes patologías o la evaluación cuantitativa de la respuesta del organismo a un tratamiento, está siendo de gran ayuda para el médico en la prevención y/o evolución de diversas enfermedades.

La epidemia de la obesidad plantea uno de los desafíos más graves para la salud pública. La prevalencia de la obesidad se ha triplicado en las últimas dos décadas. La mitad de los adultos y uno de cada cinco niños en la Unión Europea tienen exceso de peso. De ellos, una tercera parte ya es obesa, y las cifras aumentan rápidamente. El exceso de peso y la obesidad contribuyen a un gran porcentaje de enfermedades no transmisibles, reduciendo la esperanza de vida y afectando negativamente a su calidad. Más de un millón de muertes anuales en la Unión Europea se deben a enfermedades relacionadas con el exceso de peso corporal. La tendencia es particularmente alarmante en los niños y adolescentes, lo que transfiere la epidemia a la edad adulta y plantea un creciente desafío sanitario a la generación siguiente. La tasa anual de crecimiento de la prevalencia de la obesidad infantil ha aumentado de forma constante y, en la actualidad, es unas diez veces más alta que en 1970.

Más preocupante es el fenómeno de obesidad en la población infantil y juvenil (2-24 años). Según el estudio EnKid, se estima que la prevalencia de obesidad es del 13,9% y la de sólo sobrepeso 12,4%. En el caso de la Comunidad Valenciana, estas cifras ascienden hasta un 15% de obesos y un 10,2% de niños que presentan sobrepeso. En este grupo de edad la prevalencia de obesidad es superior en varones (15,6%) que en mujeres (12%). Las mayores cifras se detectan en la pre pubertad y, en concreto, en el grupo de edad de 6 a 12 años, con una prevalencia del 16,1%.

El tratamiento del sobrepeso y la obesidad infantil, requiere un abordaje multidisciplinar y se sustenta sobre tres pilares que son: la reorganización de los hábitos alimentarios, la potenciación de la actividad física y la motivación del paciente y el entorno para conseguir los cambios de hábitos necesarios, estableciendo pautas asumibles y que puedan mantenerse a lo largo del tiempo. No obstante, las revisiones sistemáticas y meta análisis de la literatura disponibles respecto a las diferentes opciones terapéuticas coinciden en señalar la imposibilidad, en el momento actual, de establecer recomendaciones específicas a este respecto, o de precisar los resultados de estas intervenciones a largo plazo. Esto indica que no existen aún tratamientos o pautas generales probadamente eficaces y que es necesaria la individualización de los tratamientos y continuar en la investigación en este campo.

Para conseguir esta individualización en el tratamiento y el aumento consiguiente en la efectividad de los programas de intervención y prevención de la salud pública, se hace necesario el estudiar las alteraciones a nivel cardiovascular y metabólico que existen en este tipo de pacientes y el desarrollar las herramientas de evaluación y diagnóstico más efectivas en el campo de la respuesta metabólica y cardiovascular del niño obeso tanto en actividades de reposo como en actividades de esfuerzo físico que permitan obtener un mapa de cada caso para ajustar los parámetros de la intervención en cada sujeto según su respuesta .

Es por ello que en esta tesis se ha pretendido el realizar una serie de estudios para **investigar las posibles alteraciones y variaciones en la respuesta metabólica y cardiovascular del niño obeso**. Una vez analizada esa información, se tratará de **desarrollar técnicas y herramientas en el proceso de evaluación y diagnóstico clínico del niño obeso** que puedan ser aplicadas tanto en programas preventivos como en programas de intervención clínicos aplicados contra la obesidad infantil y/o el sedentarismo.

## 1.2. ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA

---

La organización de esta tesis se estructura de la manera siguiente:

En el **Capítulo 1 titulado “Introducción”**, se justifica la motivación de esta tesis y como se ha organizado el documento.

En el **Capítulo 2 se hace una introducción a la “Obesidad infantil”**, centrándose especialmente en la definición de esta patología, la problemática actual de esta patología, las alteraciones y complicaciones que conlleva y un repaso a la aplicación de las nuevas tecnologías en el tratamiento de la obesidad, en concreto en el proyecto Etiobe, en el que el doctorando ha desarrollado gran parte de su investigación.

En el **Capítulo 3 titulado “Respuesta cardiovascular y sistema autónomo”**, se desglosa toda la teoría que ayuda a comprender la dinámica del sistema circulatorio con especial énfasis en el sistema autónomo y la medición de la variabilidad cardiaca, comentando su origen y aplicación.

En el **Capítulo 4 titulado “Actividad física y consumo energético”**, se hace ya un repaso más específico a la definición de estos conceptos, sus diferentes dimensiones y los métodos de evaluación y cuantificación de estos conceptos en la actualidad tanto a un nivel de laboratorio como a un nivel ambulatorio. También en este apartado se describen brevemente

todos los conceptos de necesaria comprensión en la tesis acerca de la fisiología de la actividad física, centrándose especialmente en la respuesta cardiorrespiratoria.

En el **Capítulo 5 titulado “Justificación y objetivos”**, se muestra el objetivo general de esta tesis, así como los objetivos particulares a cubrir durante el desarrollo de la misma. De tal manera que se tenga una idea clara de los aspectos a cubrir en las diferentes etapas de desarrollo del proyecto.

En el **Capítulo 6 denominado “Materiales y métodos”**, se detallan las características del equipo a utilizar y de la plataforma sensorial tanto hardware como software que fue desarrollada durante la tesis del doctorando, la descripción de los estudios realizados y por último, los métodos de preparación, procesamiento y tratamiento estadístico de los datos recogidos.

En relación al anterior apartado, en el **Capítulo 7 de “Resultados y discusión”** se presenta y analiza la información registrada en los estudios descritos. Se contrasta esta información con anteriores trabajos científicos que servirán como referencia inmediata y se discuten los resultados a partir de estas observaciones con anteriores resultados y con los conocimientos existentes.

A continuación de los resultados, en el **Capítulo 8 se plantean unas “Conclusiones”** del trabajo de tesis doctoral .

Siguiendo a las conclusiones en el **Capítulo 9 se plantea el “Interés clínico y líneas de trabajo”** que ha generado esta tesis.

Por último se presentan en el **Capítulo 10 las “Publicaciones”** que ha dado a lugar esta tesis, así como un **Capítulo 11 de “Bibliografía y glosario”** con un listado de las figuras, ecuaciones, tablas y referencias que aparecen en el documento.

Se adjuntan al final del documento en el **Capítulo 12, una serie de “Anexos”** con información complementaria acerca de las especificaciones del hardware empleado, datos adicionales de los diferentes análisis de los datos en los estudios presentados, así como datos teóricos que apoyan el uso de algunas técnicas de procesamiento, de modelado matemático y de inferencia estadística.

The background of the slide is a complex, abstract pattern of overlapping, irregular polygons in various shades of green, ranging from dark forest green to bright lime green. The shapes are interconnected, creating a mosaic-like effect. A solid dark green horizontal band runs across the bottom third of the slide, serving as a background for the text.

## 2. Obesidad Infantil

## 2. OBESIDAD INFANTIL

---

### 2.1. DEFINICIÓN Y DETERMINACION EN POBLACION INAFNTIL

---

La obesidad se define como un exceso de la grasa del organismo en relación al valor esperado según el sexo, la talla y la edad de la persona. Aunque son muchos los factores que influyen, básicamente se podría decir que ese exceso de grasa depositada suele depender de un desequilibrio entre la energía que introducimos al organismo y la que gastamos (Hall et al. 2011; Swinburn et al. 2006) lo que se traduce en dos causas principales: una mala alimentación y un nivel bajo de actividad física diaria (Lanningham-foster et al. 2006; Living 2012; Powell & Blair 1994). Existen otras causas como los factores genéticos y los medioambientales que también afectan al desarrollo de esta enfermedad.

El sobrepeso y la obesidad son la quinta mayor causa de mortalidad en el mundo. Casi 3 millones de personas mueren cada día como resultado de haber sido obesos. Además el 44% de los caso de diabetes, el 23 % de los infartos del corazón y entre el 7 y el 41% de los canceres son atribuibles a la obesidad.

El índice más usado para determinar el grado de obesidad por su sencillez y universalidad es el índice de masa corporal (IMC o BMI en inglés) y se calcula como la división del peso de la persona en kilogramos entre su altura medida en metros elevada al cuadrado. Es decir su unidad es de ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). Normalmente en población adulta y según la OMS podemos tomar el criterio de:

- $\text{IMC} > 25$  sobrepeso.
- $\text{IMC} > 30$  obesidad.

El criterio más exacto para el diagnóstico de la obesidad sería la determinación del porcentaje de grasa que contiene el organismo y la cuantificación de su exceso en relación con el valor esperado según el sexo, la talla y la edad. Existen diversas técnicas de medición que estiman el contenido de grasa del organismo. Las que utilizan distintos métodos isotópicos, químicos y físicos, son precisas pero resultan poco accesibles para la práctica habitual. Las medidas antropométricas (peso, talla, perímetros, pliegues) son preferibles desde el punto de vista práctico ya que combinan escaso coste y fácil uso aunque su precisión es variable. La determinación del IMC para identificar a niños o niñas con obesidad parece tener una alta sensibilidad (95-100%). Su principal limitación es su baja especificidad (36-66%), por no distinguir entre la masa grasa y la masa libre de grasa y su incapacidad para discernir que compartimento está originando el aumento o descenso del mismo. Además se ha observado que algunos niños y niñas con cifras de IMC dentro de los límites normales tienen valores de masa grasa en rango de obesidad. Presenta también limitaciones en su uso, en menores de 2 años, algunos grupos étnicos, atletas y en adolescentes, por la influencia del estadio de desarrollo puberal.

En el caso de la población infantil estos valores de IMC no pueden ser tomados por igual puesto que existen diferencias sustanciales por edad y sexo . Por este motivo se suele trabajar con los percentiles. Se trata de una definición estadística de sobrepeso y obesidad basada en la comparación del valor del IMC con los de las curvas percentiladas de crecimiento definidas para poblaciones infantiles. Los criterios utilizados para definir un percentil (P)



determinado como punto de corte con este método han sido tales como sumar a la media dos desviaciones estándar (lo que equivale en una distribución normal al P97) o la utilización de P85, P90, P95 y P97. A este respecto, existe un consenso en definir la obesidad por encima del P95 y el sobrepeso por encima del P85 para estudios epidemiológicos y de cribado clínico ya que esta definición tiene una alta sensibilidad y una especificidad moderada.

## 2.2. LA OBESIDAD COMO PROBLEMA DE SALUD

---

La epidemia de la obesidad plantea uno de los desafíos más graves para la salud pública. La prevalencia de la obesidad se ha triplicado en las últimas dos décadas. La mitad de los adultos y uno de cada cinco niños en la Unión Europea tienen exceso de peso. De ellos, una tercera parte ya es obesa, y las cifras aumentan rápidamente (para el 2015 la organización mundial de la salud predice que habrán 700 millones de personas obesas). El exceso de peso y la obesidad contribuyen a un gran porcentaje de enfermedades no transmisibles, reduciendo la esperanza de vida y afectando negativamente a su calidad. Más de un millón de muertes anuales en la Unión Europea se deben a enfermedades relacionadas con el exceso de peso corporal. La tendencia es particularmente alarmante en los niños y adolescentes, lo que transfiere la epidemia a la edad adulta y plantea un creciente desafío sanitario a la generación siguiente. La tasa anual de crecimiento de la prevalencia de la obesidad infantil ha aumentado de forma constante y, en la actualidad, es unas diez veces más alta que en 1970.

El exceso de peso y la obesidad afectan principalmente a las personas de los grupos socioeconómicos más bajos y esto, a su vez, contribuye a aumentar las desigualdades de salud y de otros tipos. La epidemia se ha generado en las últimas décadas como consecuencia de los cambios en el entorno social, económico, cultural y físico. La espectacular reducción de la actividad física y la modificación de los patrones alimentarios, incluyendo un mayor consumo de alimentos y bebidas de alto contenido energético y bajo poder nutritivo (que contienen un elevado porcentaje de grasas saturadas, grasa total, sal y azúcares), junto con un consumo insuficiente de frutas y verduras, han provocado un desequilibrio energético en la población. Según los datos existentes, dos terceras partes de la población adulta de la mayoría de los países de la Unión Europea no practican actividad física suficiente para garantizar y conservar los niveles alcanzados de salud, y solamente unos pocos países alcanzan los niveles recomendados de consumo de frutas y verduras. La predisposición genética, por si sola, no es capaz de explicar la epidemia de la obesidad sin tener en cuenta los cambios ocurridos en el entorno social, económico y cultural.

## 2.3. EPIDEMIOLOGÍA DE LA OBESIDAD. PREVALENCIA Y TENDENCIAS

---

Si revisamos los datos del último informe de la organización mundial de la salud del 2012 (WHO 2012), podemos comprobar que los datos son cada vez más alarmantes :

- La obesidad se ha doblado desde la década de los 80.
- El 65% de la población vive en lugares donde la obesidad y el sobrepeso mata a más gente que el bajo peso.

- Más de 40 millones de la población infantil mundial por debajo de 5 años ya tenían sobrepeso u obesidad en el año 2010. Este dato es muy importante porque se calcula que existe una gran probabilidad de que esa población infantil obesa se convierta en el futuro en población obesa adulta (Whitaker et al. 1997).
- Esta apareciendo un nuevo efecto de diente de sierra en países en vías de desarrollo que añaden a su población infantil con malnutrición y bajo peso otro nuevo grupo de población infantil obesa. De los 40 millones de niños citados anteriormente, 35 millones viven en estos países.

Respecto a la situación en España, en la población adulta (25-60 años) España tiene un 38,7% de la población adulta con sobrepeso y un 14,5% con obesidad. Se prevé que en 2030 el 37% de los hombres y el 33% de las mujeres españolas padecerán esta enfermedad. Esto supone que uno de cada dos adultos presenta un peso superior a lo recomendable.

Más preocupante es el fenómeno de obesidad en la población infantil y juvenil (2-24 años). Según el estudio EnKid (1998-2000), se estimó que la prevalencia de obesidad era del 13,9% y la de sobrepeso del 12,4%. En el caso de la Comunidad Valenciana, estas cifras ascienden hasta un 15% de obesos y un 10,2 % de niños que presentan sobrepeso. En este grupo de edad la prevalencia de obesidad era superior en varones (15,6%) que en mujeres (12%). Las mayores cifras se detectaron en la pre pubertad y en concreto, en el grupo de edad de 6 a 12 años, con una prevalencia del 16,1%.

Según la Figura 1 de datos recogidos por el Instituto Nacional de Estadística en un estudio presentado por el diario El Mundo (2012), se pueden apreciar los porcentajes de obesidad por region (la Comunidad Valenciana se sitúa como la más elevada), por franjas de edad (los peores datos se dan en la franja de 5 a 9 años) y por estrato social de los padres del niño (las clases sociales más bajas son las que sufren mayor obesidad y sobrepeso).

En comparación con el resto de países de Europa, España se sitúa en una posición intermedia en el porcentaje de adultos obesos. Sin embargo, en lo que se refiere a la población infantil, nuestro país presenta una de las cifras más altas, sólo comparable a las de otros países mediterráneos. Así, en los niños españoles de 10 años la prevalencia de obesidad es sólo superada en Europa por los niños de Italia, Malta y Grecia.

La obesidad tiene un fuerte impacto sobre la mortalidad, que se ha estimado en una reducción de 7 años en la esperanza de vida para una persona obesa de 40 años comparado con otro de peso normal, convirtiéndose en la segunda causa de mortalidad evitable después del tabaco. Además, representa un factor de riesgo de primer orden de algunas de las enfermedades crónicas más prevalentes en nuestra sociedad como la diabetes tipo 2, las enfermedades cardiovasculares, la patología músculo esquelética, algunos tipos de cáncer y diversos trastornos psicosociales. Las dimensiones adquiridas, su impacto sobre la morbimortalidad, la calidad de vida y el gasto sanitario han llevado al grupo internacional de trabajo en obesidad (IOTF) y la OMS a calificar la obesidad como la epidemia del siglo XXI.

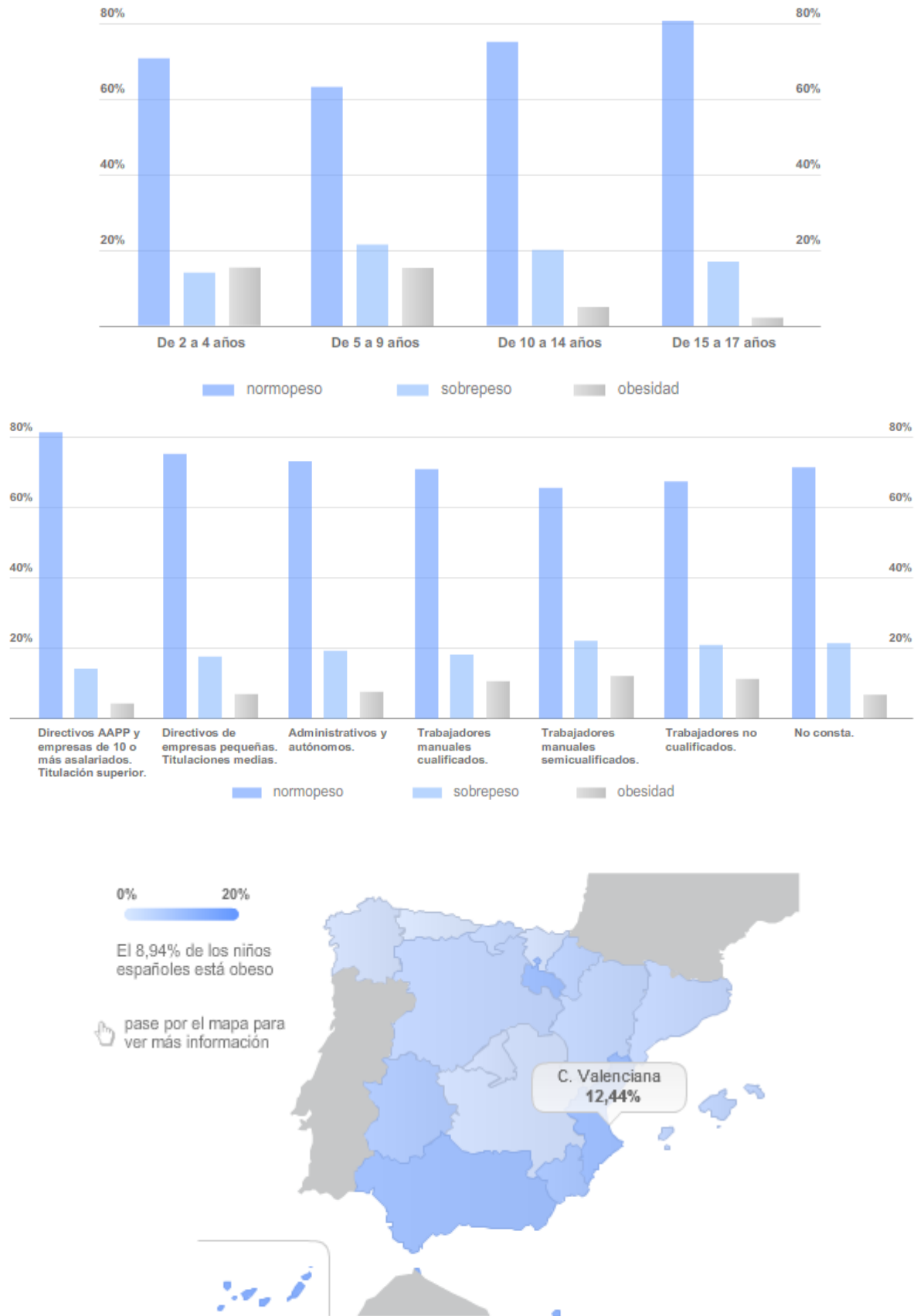


Figura 1 Prevalencia de la obesidad en España (Instituto Nacional de Estadística).

## 2.4. COMORBILIDAD Y ALTERACIONES DE LA OBESIDAD EN NIÑOS Y ADOLESCENTES

---

A medida que la prevalencia de la obesidad aumenta también lo hace la prevalencia de las comorbilidades asociadas a la obesidad. Por esta razón es importante que los médicos identifiquen a los niños con sobrepeso y obesidad para proporcionarles un asesoramiento y una intervención individualizada y específica.

La comorbilidad de la obesidad incluye alteraciones en el sistema endocrino, cardiovascular, digestivo, pulmonar, problemas ortopédicos, neurológicos, dermatológicos y en el ámbito psicosocial. Ciertas enfermedades concomitantes, como la diabetes mellitus tipo 2, que solían ser consideradas como "enfermedades de los adultos" se manifiestan ahora regularmente en los niños obesos. Por otra parte, la obesidad durante la adolescencia aumenta el riesgo de enfermedad y muerte prematura en la edad adulta (Druet & Levy-Marchal 2006; Batch & Baur 2005; Daniels 2009; Emdin 2001). Evidentemente en este trabajo se van a nombrar con más detalle las comorbilidades o alteraciones que se enmarcan dentro del espectro de conocimiento que cubre esta tesis.

La obesidad en niños y adolescentes se asocia con una serie de cambios cardiovasculares que están vinculados a un mayor riesgo cardiovascular en la edad adulta (Garrison et al. 1983; Kannel et al. 1984). Dos de ellos, la hipertensión y la dislipidemia, son componentes del síndrome metabólico.

El riesgo de hipertensión es mayor en niños con sobrepeso y obesidad. Los que tienen un IMC mayor que el percentil 95 para su edad y el sexo, tienen un riesgo tres veces mayor de hipertensión que aquellas con IMC menor que el percentil 95. Cuando la hipertensión se evalúa mediante la monitorización ambulatoria de presión arterial, aproximadamente el 50% de los niños obesos tienen hipertensión arterial. Cuando las mediciones de la presión arterial se realizan en la consulta por el método tradicional se detectan menos casos de hipertensión. El aumento del IMC también se asocia con un aumento de la masa ventricular izquierda en niños hipertensos y no hipertensos (Finucane et al. 2008; Schiel et al. 2006).

La dislipidemia se produce entre los niños con sobrepeso y obesidad, particularmente en aquellos con una distribución de la grasa más central y con mayor adiposidad (medida por el grosor del pliegue del tríceps mayor que el percentil 85). El patrón típico es la elevada concentración de suero de la lipoproteína de baja densidad (LDL) y triglicéridos y disminución de la concentración de alta densidad-lipoproteína (HDL) y colesterol (Hadjiyannakis 2005; Emdin et al. 2001).

La obesidad infantil también predispone a una serie de factores de riesgo que contribuyen a la aterosclerosis del adulto (Tounian et al. 2001). La disfunción endotelial, el engrosamiento de la íntima carotídea, el desarrollo de estrias grasas y de placas fibrosas en la aorta y la arteria coronaria, la disminución de la distensibilidad arterial y aumento del diámetro de la aurícula izquierda. Estas observaciones dan apoyo adicional a la idea de que los procesos de aterosclerosis comienzan a una edad temprana y que estos se asocian con la obesidad, la hipertensión, y los perfiles de lípidos anormales. Además, la resistencia a la insulina se demuestra como un factor de riesgo independiente para la aterosclerosis carotídea prematura (Hu et al. 2003; Lurbe et al. 2008; Cummings et al. 2010).

La relación entre el índice de masa corporal en la infancia con los eventos cardiovasculares críticos está claramente establecida. Un mayor IMC durante la infancia se asocia con un mayor riesgo de eventos cardiovasculares fatales y no fatales en la edad adulta tanto en hombres como en mujeres. El riesgo aumenta linealmente con el IMC para cada edad, y es aún más consistente cuando se ajustan con el peso al nacer.

Mientras que la obesidad en la infancia está altamente asociada con comorbilidades como la hipertensión, dislipidemia, reducida sensibilidad a la insulina y alteraciones en los grandes y pequeños vasos, el número de estudios que analizan las funciones del sistema autónomo en la obesidad infantil son aún limitados. Esta tesis tratará de comenzar a realizar avances en este sentido.

En la comorbilidad pulmonar de la obesidad destacan la apnea obstructiva del sueño (OSA) y el síndrome de hipo ventilación obesidad (SHO).

La apnea obstructiva del sueño se describe como la obstrucción completa de la vía aérea superior durante el sueño y el cese de la circulación del aire a pesar del esfuerzo respiratorio; si la obstrucción es parcial se denomina hipo ventilación obstructiva. La obesidad es un factor predisponente importante. La prevalencia de estos cuadros es mayor en niños y adolescentes obesos, en comparación con aquellos con peso saludable (McKenzie et al. 2008; Waters et al. 2006; Rudnick & Mitchell 2007; Dayyat et al. 2007).

El síndrome de hipo ventilación ocurre en la obesidad extrema, se trata de un hipo ventilación alveolar durante la vigilia y es poco común pero potencialmente mortal por lo que requiere un diagnóstico precoz. Más comúnmente, los pacientes con obesidad también pueden tener hipo ventilación durante el sueño en ausencia de obstrucción de la vía aérea, tal vez debido al defecto ventilatorio restrictivo causado por la obesidad. Los niños y adolescentes con obesidad y trastornos respiratorios del sueño requieren un programa de pérdida de peso agresivo ya que la pérdida de peso puede mejorar los problemas respiratorios, además, pueden requerir oxígeno a presión positiva nasal (CPAP) hasta que la pérdida de peso sea suficiente para restaurar la ventilación adecuada.

Otras alteraciones que se van a estudiar especialmente en esta tesis en un nivel más fisiológico son:

- alteraciones del sistema autónomo (Valensi et al. 1995).
- disminución de la capacidad aeróbica (Roberts et al. 2010).
- alteraciones del sistema barorreflejo (Honzikova et al. 2006).

Más adelante en esta tesis se van a analizar estas alteraciones (especialmente las dos primeras). Estas alteraciones pueden tener indirectamente un efecto en algunas de las comorbilidades anteriores que acabamos de comentar.

## 2.5. TRATAMIENTO DE LA OBESIDAD

---

El tratamiento del sobrepeso y la obesidad, requiere de un abordaje multidisciplinar y se sustenta sobre tres pilares que son:

- la reorganización de los hábitos alimentarios.
- la potenciación de la actividad física .

- el refuerzo psicológico necesario para conseguir los cambios de hábitos necesarios .

Para ello será necesario ir estableciendo pautas asumibles y que puedan mantenerse a lo largo del tiempo. En cambio, el tratamiento quirúrgico o farmacológico en niños, tiene aún una indicación excepcional. No obstante, las revisiones sistemáticas y meta análisis de la literatura disponibles respecto a las diferentes opciones terapéuticas coinciden en señalar la imposibilidad, en el momento actual, de establecer recomendaciones específicas a este respecto, o de precisar los resultados de estas intervenciones a largo plazo. Esto indica la falta actual de tratamientos o pautas generales probadamente eficaces y por tanto, la necesidad de realizar una individualización de los tratamientos. Esto implica el continuar en la investigación en este campo.

---

### 2.5.1. EFECTO EN LA OBESIDAD INFANTIL DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

La contribución de la actividad física a la pérdida y/o mantenimiento de peso corporales es un hecho que actualmente no admite discusión. Otros beneficios constatados de la actividad física sobre la salud son:

- 1) Reducción del riesgo a padecer enfermedades cardiovasculares como: hiperlipidemias, arterioesclerosis, coronariopatías, diabetes mellitus, hipertensión arterial...
- 2) Mejora de la capacidad cardiovascular y cardiorrespiratoria a través del aumento de la capacidad de las cámaras cardiacas, de la hipertrofia excéntrica del miocardio, de la mejora de la función endotelial vascular, de la respuesta vasodilatadora mediada por óxido nítrico y del aumento del  $VO_2max$ , medida que refleja la condición aeróbica de una persona.
- 3) Aumento del bienestar psicológico y social, mejora del rendimiento académico, fomento de actitudes saludables frente a conductas o hábitos nocivos (consumo de tabaco, alcohol, drogas).

Resulta muy probable que la inactividad física contribuya a los crecientes niveles de obesidad, al incremento de la resistencia a la insulina, a trastornos en el perfil de lípidos y a una presión arterial elevada en la infancia. Este hecho, a su vez, es probablemente responsable del incremento de la prevalencia de la diabetes de tipo 2 en niños, niñas y adolescentes.

A pesar de todo esto, los principales investigadores nacionales e internacionales en obesidad infantil concluyen que en la actualidad no existe un consenso unánime para establecer recomendaciones concretas sobre el tipo y nivel de actividad física necesario para mantener la salud cardiovascular en los niños y adolescentes, y que, específicamente, todavía se desconocen las mejores pautas de ejercicio físico (frecuencia, duración e intensidad) para el tratamiento de la obesidad infantil y juvenil.

La iniciativa NAOS (Estrategia para la Nutrición, la Actividad Física y la Prevención de la Obesidad) fue lanzada en España el 10 de febrero de 2005 por el Ministerio de Sanidad y Consumo en respuesta a la petición de la OMS para que los estados miembros adaptaran la estrategia global sobre dieta, actividad física y salud (“*Global Strategy on Diet, Physical Activity and Health*”) a sus entornos sociales y culturales. Se trata de la primera estrategia de este tipo lanzada en Europa.

Dentro de la estrategia NAOS se ha publicado recientemente un documento titulado “Actividad Física y Salud en la Infancia y la Adolescencia”. En este trabajo se recogen las siguientes recomendaciones sobre Actividad física para la infancia y adolescencia:

1. Que los niños, niñas y adolescentes deben realizar al menos 60 minutos de actividad física de intensidad moderada a vigorosa todos o la mayoría de los días de la semana.
2. Al menos dos días a la semana, esta actividad debe incluir ejercicios para mejorar la salud ósea, la fuerza muscular y la flexibilidad.

Éstas son las recomendaciones internacionales presentadas por expertos a nivel mundial en el campo de la actividad física y la salud (WHO 2012). Estas recomendaciones sobre actividad física son los niveles mínimos recomendados para que los niños, niñas y adolescentes obtengan beneficios para su salud; más actividad física generará mayores beneficios para la salud.

A pesar de los beneficios demostrados para la salud del ejercicio físico, los niños cada vez realizan menos actividad física. Para intentar cambiar esta tendencia, tenemos que conocer los factores que favorecen la inactividad de los niños y adolescentes.

Se ha calculado que en la actualidad los niños y niñas gastan aproximadamente 600 kilocalorías (kcal) diarias menos que los de hace 50 años. Las razones de este hecho son multifactoriales y probablemente incluyen las siguientes:

1. Unas actividades de ocio más sedentarias, tales como ver la televisión, internet y los juegos de ordenador, que han sustituido al tiempo de juego en el exterior.
2. Menos educación física en los centros escolares.
3. Menos oportunidades para desarrollar un ocio activo.
4. El aumento del transporte motorizado (por ejemplo, los coches), en especial al centro escolar.
5. El incremento del grado de urbanización de pueblos y ciudades, que no promueve el transporte activo y seguro, como el realizado a pie o en bicicleta.
6. El aumento de la mecanización en el seno de la sociedad (ascensores, escaleras mecánicas, etc...).
7. La sobreprotección de los progenitores y la preocupación excesiva por la seguridad de los niños y niñas en el exterior (por ejemplo, el tráfico denso o el miedo a los extraños).
8. Un entorno (hogar, centro escolar, sociedad) que no promueve la actividad física (por ejemplo, los padres y madres obesas e inactivas).

Respecto a los cambios en la composición corporal y en el peso de los programas de intervención con ejercicio físico, la mayoría de programas se centran en el ejercicio aeróbico y en la mayoría de ellos si se aprecia una mejora en la composición corporal del individuo como se aprecia en la Figura 2 donde se pondera el efecto de la intervención de ejercicio sobre el grupo de control. No obstante no se aprecian cambios en el peso total puesto que

también se aumenta la masa magra. Este hecho indica de la importancia que tiene el disponer de este tipo de medida a la hora de cuantificar este tipo de intervenciones (Gutin et al. 1999; Watts, Beye, Siafarikas, Davis, et al. 2004; Owens et al. 1999; Treuth et al. 1998).

Parece que una intervención en la dieta no tiene un impacto positivo en la presión arterial sino se acompaña con un programa de ejercicio físico (Rocchini et al. 1989), sin embargo los estudios que testen el efecto de la intervención por medio de ejercicio en la presión arterial deben ser realizados con una mejor medida de la presión arterial para poder aclarar este aspecto puesto que se han encontrado resultados contradictorios (Watts, Beye, Siafarikas, O'Driscoll, et al. 2004). Este es uno de los motivos por los que proyectos como la plataforma Etiobe (ver apartado 2.5.2), que permitan monitorizar de una manera conjunta al niño obeso durante programas de intervención tanto a nivel de la actividad física realizada como a nivel de su presión arterial ambulatoria, puede aportar información sobre los aspectos claves en la caracterización del niño obeso durante programas de intervención (Gutin et al. 1997).

No parece muy claro que las intervenciones por medio del aumento de la actividad física tengan alguna influencia en los valores de lípidos en sangres (en esta caso parece que la intervención en la dieta tiene una mayor influencia respecto a los índices glucémicos). Existe controversia acerca de si una intervención de actividad física produce mejoras o no en este sistema (Treuth et al. 1998).

Respecto a la mejora en la capacidad aeróbica, aunque en varios estudios se ha demostrado la mejora de la respuesta fisiológica, especialmente de la frecuencia cardiaca (HR), la dificultad en obtener valores máximos de consumo de oxígeno ( $VO_2max$ ) en niños no ha permitido demostrar fielmente que se produzcan mejoras en este valor. Este hecho tratará de validarse durante la tesis. Por otro lado, existen trabajos que reflejan que el ejercicio de resistencia no mejora la condición aeróbica como era de esperar pero si parece interesante el realizar una combinación de ambos tipos de ejercicios (aeróbico y de resistencia) para obtener las ventajas de cada uno de ellos sobre el niño obeso (Watts et al. 2004; Watts et al. 2004; M S Treuth et al. 1998; Lisón et al. 2012).

Algunos estudios epidemiológicos indican que el estado físico mas que el estado corporal, debería ser el objetivo para los programas de intervención. Estudios de obesos adultos han demostrado que un nivel cardiovascular aeróbico bajo es un predictor más importante de mortalidad que el propio IMC (Barlow et al. 1995; Farrell et al. 2002; Evenson et al. 2004; Evenson et al. 2003).



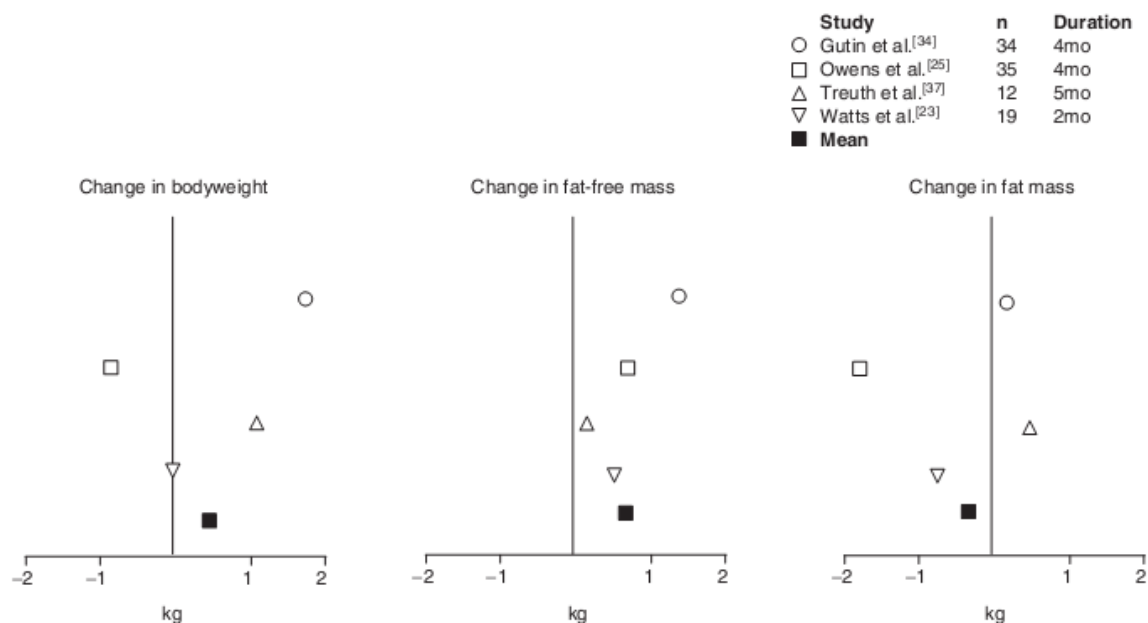


Figura 2 Variaciones en el peso y la composición corporal debidas a programas de intervención (extraído de WATTS et al. 2005).

### 2.5.2. E-TERAPIA INTELIGENTE CONTRA LA OBESIDAD INFANTIL: ETIOBE

El trabajo de investigación que ha realizado el doctorando se englobó inicialmente dentro del proyecto nacional de investigación ETIOBE, en el que el doctorando tuvo una participación protagonista, es por ello que se describirá brevemente el proyecto y se planteará un esquema del proyecto y de qué manera ayudarán los datos de este trabajo de investigación a la consecución de los objetivos del proyecto.

El proyecto Etiobe (Baños et al. 2011) es un nuevo concepto de terapia con apoyo tecnológico (e-terapia) que trata de aportar una nueva herramienta para el tratamiento multidisciplinar de la obesidad infantil. El objetivo principal de Etiobe es mejorar la adherencia al tratamiento, conseguir los objetivos clínicos propuestos y promover hábitos saludables en los niños bajo tratamiento.

Para ello se plantearon una serie de objetivos específicos:

- Proporcionar al paciente apoyo continuado en cualquier lugar y a cualquier hora (24/7).
- Adaptar el tratamiento a los cambios en el estado del paciente (físicos, contextuales y mentales), generando contenidos que refuercen los aspectos terapéuticos del programa de intervención.
- Utilización de cualquier tipo de plataforma (móviles incluidos). Ubicuidad de la información tanto para el clínico como para el paciente.

La arquitectura tecnológica diseñada para el proyecto consta de cuatro capas:

1. **Capa de Sensorización:** el papel de esta capa es recibir y procesar datos de sensores físicos y lógicos transformándolos en información manejable.

En esta capa se ha desarrollado el TIPS (sensor de monitorización de los patrones de actividad que el doctorando presentó en una primera versión en su trabajo de investigación), el cual obtiene información contextual y psicológica del paciente. En este caso el sensor ha llegado a su última versión de camiseta inteligente desarrollado junto a la empresa (NUUBO). Algunas de las medidas que se obtienen en la capa de sensorización son: actividad física, postura, frecuencia respiratoria y cardíaca, consumo calórico, geo posición, etc... (ver apartado 6.2 para una descripción detallada).

2. **Capa de comunicación.** El papel de esta capa es la comunicación entre las distintas capas del entorno de desarrollo, incluyendo la comunicación entre distintos dispositivos y plataformas.

En esta capa se ha desarrollado un conjunto de servicios web que permiten enviar información al servidor de datos para su almacenamiento, también permiten recuperar posteriormente esta información, modificarla o eliminarla.

3. **Capa de gestión de datos y control.** Esta capa tendrá el papel de almacenar y controlar la información requerida y generada por otros componentes del entorno.

Para el almacenamiento y estructura de la información se ha definido una ontología. Dicha ontología representa un esquema conceptual riguroso y exhaustivo dentro de un dominio, en este caso la obesidad. Bajo la ontología diseñada hay una base de datos que almacena toda la información (Zaragozá et al. 2011) .

4. **Capa de aplicación.** Esta capa será donde se ejecutarán las aplicaciones de terapia; en este caso para el tratamiento de la obesidad.

Esta capa engloba todas las aplicaciones del sistema, que se dividen en tres módulos:

a. **CSS: Clinical Supporting System.** Incluye las aplicaciones que puede utilizar el terapeuta en la consulta, para introducir datos sobre el paciente, consultar el seguimiento del mismo o establecer un tratamiento a seguir.

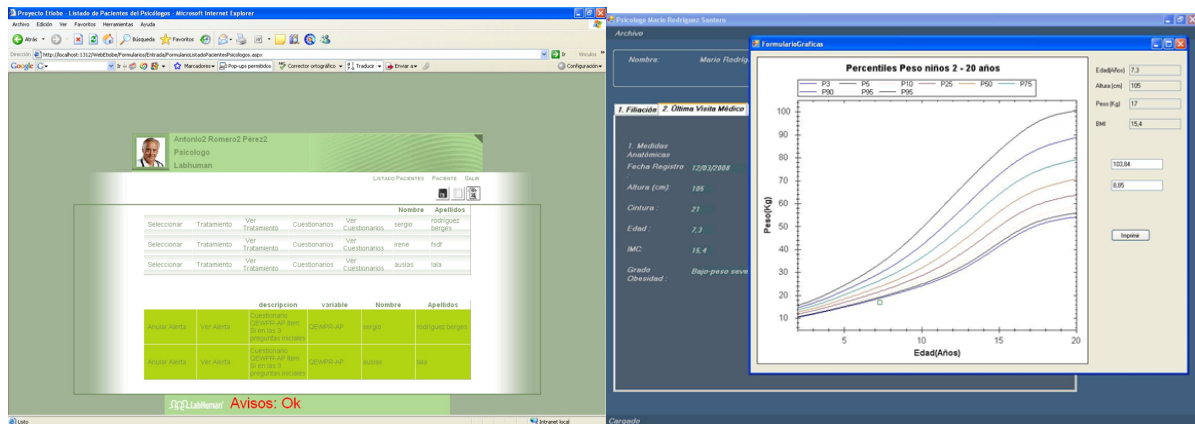


Figura 3 Plataforma del clínico (izqda. modulo de seguimiento del tratamiento, dcha. visualización de información clínica).

b. **HSS: Home Supporting System:** Incluye las aplicaciones que puede utilizar el paciente en su casa para consultar las tareas asignadas por el terapeuta, realizar dichas tareas, introducir valores de auto registros, consultar información, etc.

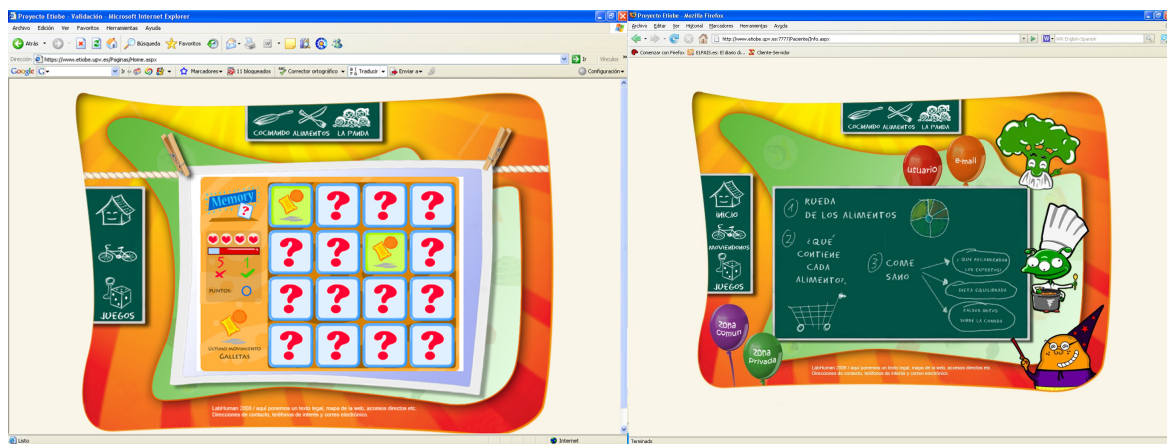


Figura 4 Plataforma de casa HSS ( izqda. juegos psicoeducativos, dcha. información sobre hábitos alimenticios).

c. **MSS Mobile Supporting System:** Incluye las aplicaciones que puede utilizar el paciente en cualquier lugar. Se trata de aplicaciones que se ejecutarán en un móvil y que le permitirán recibir información sobre su evolución e introducir auto registros acerca de sus hábitos alimentarios o de actividad.



Figura 5 Plataforma móvil (registro emocional arriba izquierda, avatar de buenos hábitos arriba derecha, autorregistros de actividad y hábitos alimenticios abajo).

La siguiente figura muestra cómo se han integrado las capas anteriormente citadas dando lugar a la arquitectura que se utilizará en el proyecto:

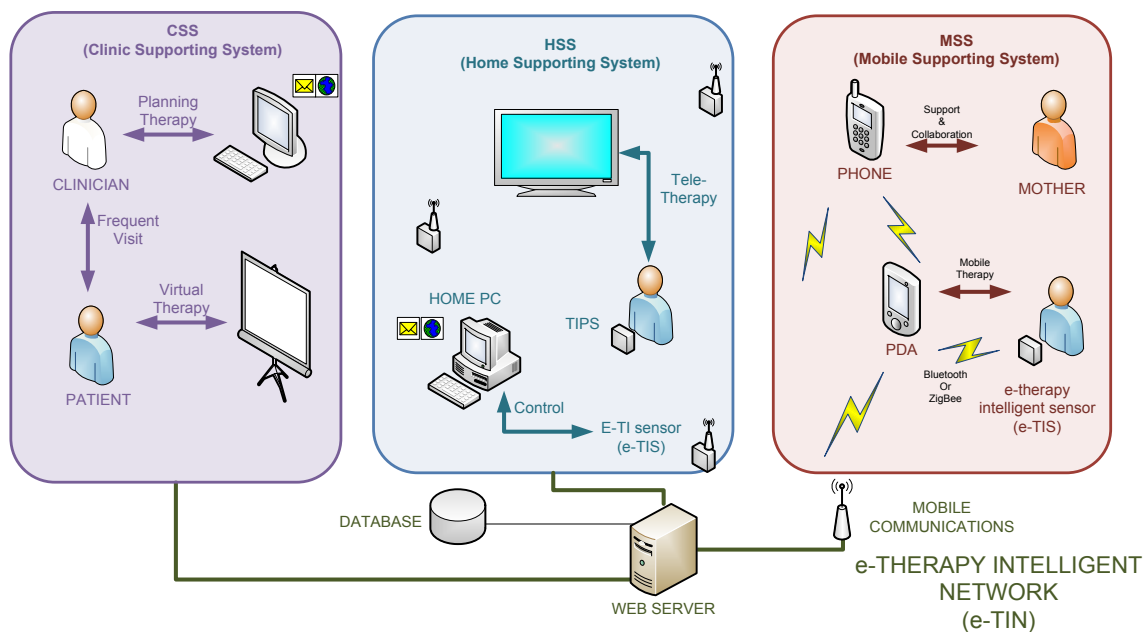



Figura 6 Esquema del proyecto Etiobe.

Como se ha mencionado previamente, la capa de sensorización juega un papel crucial en este proyecto. Esta capa será la que permitirá al clínico responder a parte de las preguntas que se plantean en la justificación del proyecto (ver apartado 5) y que resultarán claves en el tipo de tratamiento que quiere ofrecer Etiobe.

Los desarrollos y modelos generados en esta capa deberán aportar toda la información relevante acerca del estado físico del paciente y de su evolución durante el tratamiento.





### 3. Respuesta cardiovascular y sistema autónomo

### 3. RESPUESTA CARDIOVASCULAR Y SISTEMA AUTÓNOMO

El estudio del sistema cardiovascular es de gran importancia, no sólo porque realiza en el organismo una función vital, sino también porque las enfermedades cardiovasculares constituyen en el adulto la primera causa de muerte, de ahí la necesidad de profundizar en el estudio de las estructuras que lo integran.

El sistema cardiovascular (SCV) está constituido por órganos tubulares: el corazón y los vasos sanguíneos (arterias, capilares y venas), estos últimos son de variada constitución histológica y de diferentes calibres y funciones.

El sistema cardiovascular (Figura 7) es el encargado de distribuir la sangre en todo el organismo. De ella y a través del líquido tisular que se forma en los capilares, las células obtienen los nutrientes, el oxígeno y otras sustancias necesarias para el Metabolismo celular. En su trayectoria, la sangre recoge a su vez los productos de desecho del metabolismo y estos son eliminados por los órganos de excreción. Por tanto se puede decir que la principal función del sistema cardiovascular estriba en mantener la cantidad y calidad del líquido tisular.

De este modo, la sangre oxigenada procedente de los pulmones, llega a la aurícula izquierda y es distribuida a todo el organismo desde el ventrículo del mismo lado. La sangre que retorna del organismo carente de oxígeno, lo hace a la aurícula derecha, siendo impulsada desde el ventrículo correspondiente hasta los pulmones, donde se oxigenará y retornará nuevamente al corazón

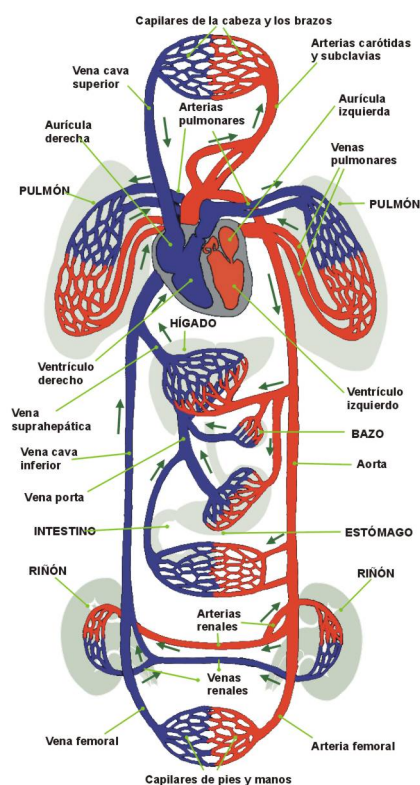


Figura 7 Sistema cardiovascular.



### 3.1. CORAZÓN

El corazón es un órgano muscular hueco que funciona como una bomba, con dos funciones que desempeñar:

- Bombear la sangre venosa a los pulmones para que los eritrocitos intercambien su carga de dióxido de carbono por una nueva carga de oxígeno.
- Bombear la sangre oxigenada recibida de los pulmones a todas las partes del cuerpo.

En consecuencia el corazón es una doble bomba cuyas dos partes funcionan simultáneamente. El lado derecho recibe la sangre venosa y la bombea a los pulmones (Circulación Menor), el lado izquierdo recibe la sangre oxigenada de los pulmones y la bombea a todo el cuerpo (Circulación Mayor).

El corazón se compone de dos partes: corazón derecho (sangre venosa) y corazón izquierdo (sangre arterial), que se subdividen a su vez en dos cavidades superpuestas (aurícula y ventrículo). Cada aurícula comunica con el ventrículo correspondiente por el orificio aurículo-ventricular. Los dos corazones, derecho e izquierdo, están separados uno de otro por un tabique vertical (tabique interauricular por arriba y tabique interventricular por abajo).

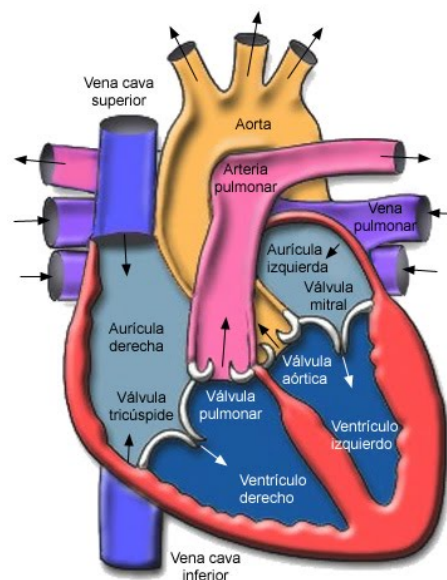


Figura 8 Estructura del corazón.

### 3.2. ELECTROCARDIOGRAMA Y FRECUENCIA CARDIACA

El ciclo cardíaco es el término que comprende al conjunto de eventos relacionado con el flujo de sangre que debe ocurrir desde el comienzo de un latido del corazón hasta el comienzo del siguiente. La inversa de la duración de un ciclo cardíaco (intervalo RR) es la frecuencia cardíaca (se suele expresar en latidos por minuto). Cada latido del corazón incluye tres etapas principales:

- la sístole auricular.
- la sístole ventricular.
- la diástole cardíaca.

El término diástole es sinónimo de relajación muscular. A lo largo del ciclo cardíaco, la presión arterial aumenta y disminuye.

El **electrocardiograma (ECG/EKG**, del alemán “Elektrokardiogramm”) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.

Si miramos la morfología tipo de una señal de ECG (Figura 9), apreciaremos unas zonas claramente diferenciadas que permiten cuantificar y estudiar las diferentes fases del ciclo cardíaco:

- La primera muesca pequeña en la parte superior del trazado de un ECG se denomina "**onda P**". La onda P indica que las aurículas (las dos cavidades superiores del corazón) son estimuladas en forma eléctrica para bombear la sangre hacia los ventrículos.
- La siguiente parte del trazado es una sección corta descendente conectada con una sección alta ascendente. La misma se denomina "**complejo QRS**". Esta parte indica que los ventrículos (las dos cavidades inferiores del corazón) se están estimulando eléctricamente para bombear la sangre hacia fuera.
- El siguiente segmento plano corto ascendente se llama "**segmento ST**". El segmento ST indica la cantidad de tiempo que transcurre desde el final de una contracción de los ventrículos hasta el comienzo del período de reposo.
- La siguiente curva ascendente se denomina "**onda T**". La onda T indica el período de recuperación de los ventrículos.

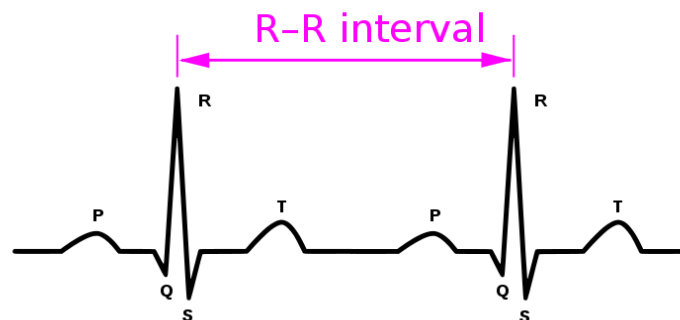


Figura 9 Señal de ECG.

Respecto al cálculo de la **frecuencia cardíaca** y el estudio de cómo varía en el tiempo esta variable, el cálculo a realizar se basa en determinar la distancia entre dos latidos consecutivos mediante la determinación del punto R. A esta nueva señal obtenida de la distancia entre dos puntos R consecutivos la llamaremos **intervalo RR o tacocardiograma**. Suele elegirse el punto R porque suele ser el punto más favorable a detectar en la señal del ECG pero como en algunos casos o métodos se puede optar por otro punto, al intervalo RR también se le llama intervalo de interpulsaciones (**IBI**: “*interbeat intervals*”). En otros casos se usa el término **intervalo NN** para determinar que la señal RR o IBI ya está libre de ectópicos o valores erróneos.

Por regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto. Sin embargo hay que detallar algunos aspectos que alteran su estado:

- Cuando nacemos tenemos una frecuencia cardíaca elevada porque la actividad del organismo es muy intensa. A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.
- Varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición durante 24 horas tiene gran variabilidad.
- Al realizar ejercicio físico el corazón produce una subida de la frecuencia cardíaca ante este esfuerzo que es la *taquicardia* (la frecuencia cardíaca se sitúa por encima de 100 latidos por minuto, lpm).
- También en algunas situaciones de actividad normal o de esfuerzo se puede producir un ritmo cardiaco lento o irregular en lo que llamamos *bradicardia* (la frecuencia cardíaca se sitúa por debajo de 60 lpm).

En este trabajo va a interesar sobretodo el ver de que manera se ve afectada la frecuencia cardíaca por la actividad física y el consumo energético puesto que su valor nos puede servir como:

- Indicador de la condición física del paciente en su valoración clínica.
- Indicador de la intensidad de la actividad física diaria y del consumo metabólico asociado que realiza un niño obeso durante su vida cotidiana.

Estos conceptos serán explicados más adelante en el punto sobre valoración de la condición física (ver página 4-43) y en el apartado sobre métodos de cuantificación de la actividad física (ver página 4-57).

Vamos a definir y comentar algunos parámetros y variables ligadas a la frecuencia cardíaca que serán fruto de análisis en esta tesis como son:

- **Frecuencia Cardíaca en reposo (HR<sub>rest</sub>):** se define como la frecuencia cardíaca en reposo de una persona cuando existe ausencia de actividad física. Normalmente para medir esta frecuencia se suele realizar con la persona tumbada, relajada y despierta aunque en algunos casos también se mide en una posición sentada. Se ha asociado este valor con el riesgo cardiaco, con alteraciones metabólicas y con un bajo nivel de forma cuando es elevada (Hsia et al. 2009; Cale et al. 2011; Rogowski et al. 2009).
- **Frecuencia Cardíaca Máxima (HR<sub>max</sub>):** se define como la frecuencia cardíaca más alta que un individuo puede conseguir con seguridad para su salud en una esfuerzo máximo. Este valor se ha asociado con la edad principalmente. La mejor manera de medir este valor es realizando una prueba de esfuerzo máxima (ver página 4-40). Existen no obstante una serie de formulas teóricas que se suelen utilizar pero que han suscitado controversia a la hora de su aplicación en procesos clínicos. (Tanaka et al. 2001; Camarda et al. 2008; Robergs 2002)  
La más empleada y que se suele usar en la mayoría de pulsímetros del mercado es la de:

$$HR_{max} = 220 - edad$$

Ecuación 1 Cálculo teórico de la frecuencia cardíaca máxima

Sin embargo en esta Tesis se va a emplear la ecuación de Tanaka, que ha demostrado ser en varios trabajos como una ecuación más eficiente para el cálculo de la frecuencia cardíaca máxima en niños.

$$\text{HRmax} = 211 - 0.8 * \text{edad}$$

Ecuación 2 Cálculo de la HRmax (Tanaka et al. 2001).

Aunque existen muchas reservas acerca de su uso y del error que puede conllevar especialmente en niños (Verschuren et al. 2011).

- **Frecuencia Cardíaca de Reserva (HRreserve):** se define como la diferencia entre la frecuencia máxima y la de reposo del individuo. Describe el rango posible de aumento de la frecuencia cardíaca que posee una persona. Algunos métodos de medida de la intensidad del ejercicio utilizan el porcentaje de este valor como indicador. También se usa para definir los límites inferiores y superiores de rangos de trabajo a través de porcentajes de esta reserva (Karvonen et al. 1957). Se han encontrado también relaciones entre estos porcentajes y porcentajes de reserva de oxígeno ( $\text{VO}_2\text{max} - \text{VO}_2\text{reserve}$ ) en algunos estudios (Swain & Leutholtz 1997).
- **Frecuencia Cardíaca de Recuperación (HRrecov):** se define con el descenso de la frecuencia cardíaca que se presenta al cesar una actividad física pasados un número de minutos especificado. Generalmente suele calcularse pasado 1 minuto aunque existen estudios que trabajan con otros intervalos (2 minutos y 5 minutos). Valores de HR de recuperación en el minuto 1 que sean inferiores a 12 latidos por minuto están asociadas con un índice elevado de mortalidad (Cole et al. 1999).

### 3.3. ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD CARDÍACA (HRV)

---

#### 3.3.1. ANTECEDENTES

---

El análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV: *“heart rate variability”*), es una técnica no invasiva que permite la diagnosis y prognosis de cardiopatías y neuropatías. Desde los inicios de la electrocardiografía se sabe que el ritmo cardíaco varía latido a latido. No obstante, no ha sido hasta hace unos 30 años que se ha despertado el interés médico por el estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco. Este interés se debe a que la variabilidad del ritmo cardíaco da información sobre la relación entre el corazón y el sistema nervioso autónomo. Si se considera el corazón como un oscilador, su frecuencia está modulada por otros sistemas como son el respiratorio (Hirsch & Bishop 1981), el vasomotor (Ten Harkel et al. 1990), el termorregulador (Kitney 1975) y el renal (Akselrod et al. 1981) siendo el puente de conexión el sistema nervioso vegetativo. Como la variabilidad del ritmo cardíaco está relacionada con diversos sistemas fisiológicos, se empezó a analizar como técnica no invasiva para la diagnosis de cardiopatías y/o neuropatías. Las aplicaciones que más interés han despertado han sido: diagnosis de neuropatía en diabéticos (Ewing et al. 1981), predicción de muerte cardíaca súbita en pacientes post-infarto (Kleiger et al. 1987) y

neonatos (Faye et al. n.d.), estudios de estrés mental (Noguchi et al. 1993), somnografía (Busek et al. 2005) y diagnóstico de hipertensión (Parati et al. 1995) .

Los sistemas que afectan de forma más patente la variabilidad del ritmo cardíaco son:

- Sistema respiratorio: Es bien conocido que la serie RR presenta oscilaciones a la frecuencia respiratoria. Durante la inspiración el ritmo cardíaco aumenta y durante la espiración disminuye. Este fenómeno es conocido como la arritmia sino respiratoria (Hirsch & Bishop 1981). Se conoce que está mediado por activaciones y desactivaciones del sistema vagal. Además, la función de transferencia entre la respiración y la variabilidad del ritmo cardíaco tiene una característica pasobajo.
- Sistema vasomotor o barorreflejo: Es otro fenómeno bien conocido que la presión sanguínea y el ritmo cardíaco interactúan entre sí. Los baroreceptores miden la presión sanguínea y esta información es integrada por ambas ramas del sistema nervioso autónomo modulando el ritmo cardíaco. La variación en el ritmo cardíaco afecta a su vez a la presión sanguínea. Por lo tanto, la presión sanguínea y el ritmo cardíaco forman un oscilador cuyo período se sitúa alrededor de los 10 s formando, en el caso de presión, las llamadas ondas de Mayer (Di Rienzo et al. 2009; Ten Harkel et al. 1990; Parati et al. 1988) .
- Sistema termorregulador: Cambios en la diferencia de temperatura entre el sujeto y el ambiente causan variaciones de muy baja frecuencia en la variabilidad del ritmo cardíaco (Kitney 1975).
- Sistema renina-angiotensina: El aumento, descenso o desplazamiento de fluidos corporales así como cambios en la cantidad de sal pueden modificar la variabilidad del ritmo cardíaco. El sistema renina-angiotensina está modulado por estas causas y modula a su vez la rama simpática. El efecto sobre el ritmo cardíaco se presenta como oscilaciones de muy baja frecuencia (Akselrod et al. 1981).
- Sistema nervioso central: Es muy conocido que el estado emocional del sujeto modifica el ritmo cardíaco. Hay estudios sobre cómo afecta el estrés (Langewitz et al. 1994) y sobre las diversas etapas de sueño (Somers et al. 1993) .

Enumerados ya los diferentes sistemas que modifican la variabilidad del ritmo cardíaco queda patente la utilidad de su estudio: la variabilidad del ritmo cardíaco no sólo aporta información sobre el estado del sistema cardiovascular sino que informa sobre el estado de diferentes sistemas fisiológicos cuya medida directa es forzosamente invasiva.

Vamos a comentar algunos de los conceptos fisiológicos que están detrás del fenómeno de la variabilidad cardiaca con mayor detalle:

---

### 3.3.2. CONCEPTOS FISIOLÓGICOS DETRÁS DEL HRV

---

#### 3.3.2.1. INERVACIÓN AUTÓNOMA DEL CORAZÓN

---

En la ausencia de influencias externas, la activación espontánea y periódica del nodo sinoauricular (SA) (Figura 10) del corazón determina la frecuencia cardiaca intrínseca. Estos potenciales se conducen por la aurícula hasta el nodo aurículo-ventricular (AV). Este nodo provoca un retardo en la propagación que permite una despolarización completa auricular

antes de que los potenciales de acción se propaguen hasta el haz de His, las fibras de Purkinje y finalmente a los ventrículos.

El corazón, como todo músculo, está conectado al sistema nervioso. Es éste el que se encarga de modular la respuesta cardiovascular en función de las necesidades del sujeto. Estos mecanismos no solo actúan en el nodo SA sino también en el nodo AV, en los miocitos (células del corazón), en los canales de conducción y en la vascularización coronaria y periférica. En este caso, el sistema modulador es el sistema nervioso autónomo el cual está dividido en dos ramas: **el sistema simpático y el sistema parasimpático**. Debido a que la rama parasimpática actúa sobre el corazón a través del nervio vagal, en el estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco se suelen emplear como sinónimos sistema parasimpático y/o sistema vagal.

Existen una serie de fenómenos en el proceso de conducción cardíaco que pueden ser controlados por el sistema autónomo (Klabunde 2005):

- **Batmotropismo:** el corazón puede ser estimulado, manteniendo un umbral.
- **Inotropismo:** el corazón se contrae bajo ciertos estímulos. El sistema nervioso simpático tiene un efecto inotrópico positivo, por lo tanto aumenta la contractilidad del corazón.
- **Cronotropismo:** se refiere a la pendiente del potencial de acción. El sistema nervioso simpático aumenta la pendiente, por lo tanto produce taquicardia. En cambio el sistema nerviosos parasimpático la disminuye.
- **Dromotropismo:** es la velocidad de conducción de los impulsos cardíacos mediante el sistema excito-conductor. El sistema nerviosos simpático tiene un efecto dromotrópico positivo, por lo tanto hace aumentar la velocidad de conducción. El sistema nerviosos parasimpático produce el efecto contrario.
- **Lusitropismo:** es la relajación del corazón bajo ciertos estímulos.

A estos fenómenos se une la capacidad de estos sistemas para gestionar la dilatación/contracción de los vasos sanguíneos. Todos estos ajustes se realizan para obtener las demandas dinámicas al sistema cardiovascular por parte del cuerpo. El objetivo principal del sistema cardiovascular radica en mantener y sostener una presión arterial suficiente para asegurar la perfecta perfusión del riego sanguíneo de todo el cuerpo según sus demandas.

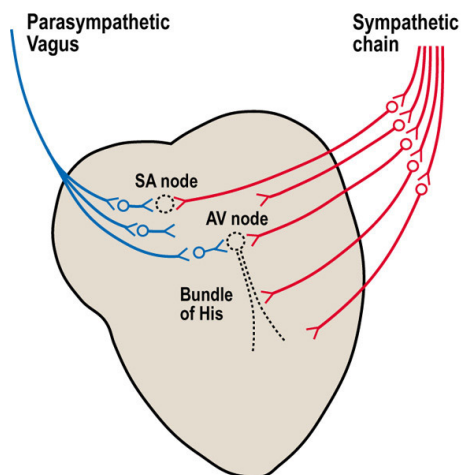


Figura 10 Inervación autónoma del corazón.

Como ambos sistemas actúan simultáneamente, los efectos combinados producen oscilaciones alrededor del ritmo cardíaco medio. Por lo tanto, el origen de la variabilidad del ritmo cardíaco y del estudio de estas oscilaciones proviene principalmente de la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático.

El sistema nervioso autónomo recibe información de muchos otros sistemas y actúa sobre diferentes órganos (corazón, sistema digestivo, sistema renal, sistema respiratorio, etc...). No es de extrañar pues que estos sistemas modulen el ritmo cardíaco.

Además del sistema autónomo parece evidente que existe otro sistema nervioso intrínseco del corazón (ICN) capaz de gobernar reflejos intracardiacos (Thong et al. 2004; Jong 2005).

### 3.3.2.2. ARRITMIA RESPIRATORIA SINUSAL

Los ritmos de la frecuencia respiratoria son traducidos en una frecuencia de descarga del nodo sino-auricular en lo que se conoce como arritmia respiratoria sinusal (RSA). La RSA está mediada por mecanismos fisiológicos mediante los cuales el intervalo RR se acorta durante la inspiración y se alarga durante la espiración. Estos mecanismos incluyen el generador de la médula central, señales reflejas de los pulmones, el sistema barorreflejo, reflejos químicos y fenómenos mecánicos (acortamiento del nodo SA, etc...). El sistema parasimpático es el principal control de fase de la señal RR incluyendo a la RSA y el simpático juega un papel más de modulación del tono. Así pues, la evaluación de la arritmia sinusal se acepta como un índice de la función vagal (Tonhajzerova, Javorka, Trunkvalterova, Chroma, Javorkova, Lazarova, Ciljakova, Javorka, et al. 2008; Bailon et al. 2007; Hirsch & Bishop 1981).

### 3.3.2.3. SISTEMA BARORREFLEJO

Es indudable que el control Cardiovascular como la mayoría de procesos del organismo no es un simple lazo de control con una sola señal de realimentación. En su control influyen multitud de señales provenientes de otros sistemas y sistemas sensores tales como la presión arterial, la rigidez arterial, el dolor, la temperatura y determinados procesos químicos; de

todos ellos el más descrito hasta la fecha es el sistema barorreflejo o baroreceptor. (Nakata et al. 1998; Jokkel et al. 1995; Herring & Paterson 2009).

El sistema barorreflejo es un mecanismo que se encarga del control de la presión arterial a corto y largo plazo. Los baroreceptores colocados en arco de la aorta y en la carótida conectan con neuronas que proyectan las señales al tronco del encéfalo. La aorta está enervada por unas neuronas aferentes del nervio aórtico que se combinan con neuronas aferentes en el nervio vago. Las neuronas aferentes que enervan los receptores de la carótida conectan con el tronco del encéfalo por medio del nervio glossofaríngeo (nervio craneal IX). Ambos grupos de neuronas aferentes sinaptan con el grupo de interneuronas del núcleo del tracto solitario (NTS) dentro del tronco encefálico y modulan la actividad del sistema simpático y del sistema parasimpático. Estas neuronas suelen estimular la actividad vagal e inhibir la actividad simpática. Existen también conexiones entre el tronco encefálico y el hipotálamo.

Para ilustrar claramente como funciona este sistema podemos explicar un ejemplo claro donde interviene y que además tiene efecto en las medidas de HRV. Cuando pasamos de una posición supina a una posición de pie, la gravedad impide y disminuye el retorno venoso al corazón lo que resulta en una presión central venosa inferior en el corazón y posteriormente en una presión arterial reducida. Esta reducción en la presión arterial es detectada por el receptor. Entonces el NTS actúa reduciendo el parasimpático y no inhibiendo (aumentando) el simpático. Estos cambios en el sistema autónomo producen un incremento de la cronotropía, la inotropía y la resistencia vascular con el objetivo de normalizar la presión de nuevo. Si el organismo no responde bien a estos cambios se puede producir un síncope (desmayo).

El índice de sensibilidad barorefleja (BRS), es un índice que permite también extraer el efecto de este sistema en el control del HR. Existe pues una relación directa entre la variabilidad cardiaca y la variabilidad de la presión arterial que se caracteriza en el sistema barorreflejo. Existen trabajos que indican que existen alteraciones en este sistema debidas a la obesidad y la hipertensión. (Lazarova et al. 2009; Nováková et al. 2001; Lurbe et al. 1998; Mancía et al. 1980). Aunque la obesidad y la baja sensibilidad del sistema barorreflejo han mostrado asociaciones claras, la hipótesis de que una predisposición genética hacia un bajo BRS y el sobrepeso inducen a un paciente a ser hipertenso aún no ha sido adecuadamente estudiada.

---

### 3.3.3. DIMENSIONES DE MEDIDA DEL HRV

---

Existen 4 dimensiones claramente marcadas en el análisis de la variabilidad cardiaca y que se recogen en la guía clínica acerca de la medición clínica del HRV que realizó la sociedad Europea de Cardiología (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996; Berntson et al. 1997; Rajendra Acharya et al. 2006):

- basadas en el dominio temporal.
- basadas en el dominio de la frecuencia.
- basadas en un análisis combinado tiempo-frecuencia.
- basadas en análisis no lineal.



El análisis estadístico de la señal RR en el dominio del tiempo fue históricamente el primero y los médicos aún lo utilizan mayoritariamente especialmente en medidas de 24 horas. La mayoría de diagnósticos de neuropatía en diabéticos parte de una batería de pruebas (Ewing et al. 1981), para luego caracterizar la variabilidad del ritmo cardíaco a partir de diversos índices estadísticos como son la desviación estándar (Murray et al. 1975), el *pNN50* (Ewing et al. 1984) o el *HRVindex* (Malik et al. 1989). Diversos grupos de investigadores han propuesto diferentes índices para la caracterización estadística de la variabilidad del ritmo cardíaco, con lo cual se comprende que la dispersión de criterios a la hora de realizar diagnósticos sea enorme.

No obstante, los tres índices anteriormente citados, o ligeras modificaciones de ellos en monitorización ambulatoria (Stein & Kleiger 1999), son los que gozan de mayor aceptación. La monitorización ambulatoria planteó un tema que incluso ahora no está completamente resuelto: la detección y eliminación de artefactos en la secuencia RR.

Este efecto indeseado, fruto de una mala detección del complejo QRS en el electrocardiograma superficial, afecta en mayor o menor grado a la caracterización estadística de la variabilidad del ritmo cardíaco. Se podrían plantear dos soluciones: escoger un buen método para la corrección de artefactos (Schechtman et al. 1988) o proponer índices robustos a artefactos. La mayoría de investigadores se decantó por la primera alternativa, la cual imposibilita el empleo de un monitor ambulatorio que almacene únicamente índices. El único índice que se ha visto robusto a artefactos es el "*HRV index*", pero no tiene la misma sensibilidad y especificidad diagnóstica que la desviación estándar, la cual es muy sensible a artefactos.

Otra técnica de análisis de la secuencia RR que goza actualmente de mucha aceptación y ha sido muy utilizada, es el análisis espectral ("power spectrum density" (PSD)) de la secuencia RR. Así pues, el PSD puede dar información sobre la cantidad de potencia en determinados rangos de frecuencias que contribuyen a la serie temporal RR.

En general, el análisis frecuencial se suele realizar en 4 bandas definidas (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996): *banda ULF, VLF, LF, and HF*. Para humanos las bandas ULF, VLF, LF, y HF son definidas con los valores 0-0.0033 Hz, 0.0033-0.04 Hz, 0.04-0.15 Hz, y 0.15-0.4 Hz respectivamente. La banda ULF y VLF son a menudo ignoradas debido a la falta de grabaciones largas de señal que son necesarias para obtener valores precisos en estas bandas.

Las medidas típicas de HRV extraídas de la frecuencia son potencias dentro de cada una de las bandas y ratios de esas potencias. La cantidad de la potencia dentro de cada banda se obtiene integrando la señal del PSD entre los límites de las bandas de frecuencias. Las medidas de potencia se presentan en valores absolutos (aVLF, aLF, aHF), normalizadas a la energía total (nLF, nHF) o en un valor de porcentaje sobre la energía total (pVLF, pLF, pHF). Además de las medidas de potencia, el ratio de la banda LF por la HF (LF/HF) (Kamath et al. 1991) es el que ha demostrado ser más útil en medidas de corta duración (< 1 hora) pues da información sobre el balance simpático/parasimpático. Finalmente menos usadas son las medidas del pico de frecuencia fundamental en las bandas VLF, LF y HF (peakVLF, peakLF y peakHF).

Los problemas asociados al análisis espectral han sido múltiples y tampoco están completamente resueltos. En primer lugar, y conjuntamente con los métodos estadísticos, está la sensibilidad de los índices a la presencia de artefactos (Sapoznikov et al. 1991). En segundo lugar, se debe escoger un buen estimador del espectro de potencia.

La estimación del PSD puede ser realizada con diferentes métodos, aunque los métodos basados en la Transformada de Fourier Rápida (FFT) y en los modelos autorregresivos (AR) son quizás los más populares (Clifford et al. 2006). Estimaciones clásicas de la potencia espectral por el método del FFT (D. M. JG Proakis 1996) son las desarrolladas por Bartlett (1948), Blackman and Tukey (1958) y Welch (1967). Como los métodos basados en la FFT no asumen como se obtuvieron los datos estos métodos se llaman “no paramétricos”. Los métodos autorregresivos realizan asunciones sobre el tipo de señal y por eso se llaman “paramétricos”. La mayor popularidad de los métodos basados en FFT se debe a su simplicidad, su amplio conocimiento y a su facilidad de computación usando rutinas software.

Sin embargo, ambos métodos requieren que la señal temporal de intervalos RR sea estacionaria y equidistantemente muestreada, cuestión que no se da en este tipo de señal. Los métodos más comunes de remuestreo lineal y cúbico han demostrado sobrestimar el ratio LF/HF con un error más grande que las diferencias que existen de este parámetro en la población (Clifford & Tarassenko 2005). Consecuentemente, otros métodos como el de Lomb-Scargle que no necesita de una señal muestreada uniformemente y la transformada de Wavelet que no necesita de una señal estacionaria se están convirtiendo en populares (Newandee & Reismad 2003; Clifford & Tarassenko 2005). A pesar de estas limitaciones los métodos basados en FFT y AR son los más empleados hasta la fecha.

Así que a parte del método de medida elegido hay que considerar que la secuencia RR no está muestreada uniformemente. Esto originó una gran cantidad de métodos para corregir los efectos del muestreo no uniforme aunque el más comúnmente utilizado es el remuestreo de la señal (Berger et al. 1986). Por otro lado, también se propuso trabajar en el dominio del latido (Lisenby & Richardson 1977) como alternativa al dominio de la frecuencia. La conversión de un dominio a otro puede realizarse con una normalización de frecuencias siempre y cuando la variancia de la señal sea pequeña respecto a su media. En último lugar, se debe tener en cuenta que la señal RR no es estacionaria. Se han adoptado dos soluciones: o bien se analiza la señal RR en aquellos segmentos en que se puede considerar estacionaria o bien se aplican métodos espacio temporales (Pola et al. 1996). Los métodos espectrales han sido utilizados sobretodo por bioingenieros. Debido a su gran utilidad en la diagnosis de neuropatía temprana de diabéticos y a la de la hipertensión, están comenzando a ser aceptados por los médicos (Di Rienzo, M., Mancia, G., Parati, G., Pedotti, A., Zanchetti 1993).

Aunque los métodos estadísticos en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia han sido los que más interés han despertado durante los últimos 25 años, hay otros métodos que poco a poco han ido ganando terreno. Es conocido que la interacción entre los diversos sistemas fisiológicos y la variabilidad del ritmo cardíaco tienen un comportamiento no lineal. Esto ha llevado al empleo de técnicas de análisis no lineal de osciladores para mejorar la interpretación de la interconexión entre sistemas. El empleo del biespectro (Saliu et al. 1994) y del plano de fase (Zhang et al. 1992) está cada vez más generalizado. Por otro lado, se sabe que el espectro de la secuencia RR se comporta de manera similar a una señal fractal (Ramchurn & Murray 2001). Se ha demostrado que una pérdida de la complejidad de la señal

RR (Papaioannou et al. 2006) y una pérdida de un comportamiento fractal (Bojorges-Valdez et al. 2007) puede ser una característica de la presencia de una patología cardíaca. El análisis de gráficas de Poincaré, medidas basadas en la entropía y medidas basadas en fractales son algunas de las técnicas más empleadas en el análisis No lineal. No obstante, estas técnicas aún no gozan del reconocimiento médico y su interpretación es aún un reto para la investigación, aspecto que se estudiará en esta tesis (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996).

La aplicación de la variabilidad del ritmo cardíaco a la diagnosis o prognosis de cardiopatías y/o neuropatías se basa en que la variabilidad del ritmo cardíaco es debida a la conexión del sistema nervioso vegetativo con el corazón. Una degeneración de cualquiera de los sistemas interconectados debería poder detectarse mediante el análisis de la secuencia RR. Para la diagnosis de neuropatía en diabéticos se ha optado desde hace tiempo por el empleo de una serie de pruebas de entre las cuales la propuesta por D.J. Ewing es la más aceptada. Pero no sólo hay críticas sobre dicha prueba (Ewing 1990), sino que se cuestiona si el resultado de las pruebas puede estar influenciado por el nerviosismo del paciente. Por otro lado, estas pruebas no son sensibles a una neuropatía temprana que es reversible sino a la neuropatía grave e irreversible. Para permitir un diagnóstico precoz cada vez más se utilizan registros de monitorización ambulatoria. En cuanto a la prognosis de muerte cardíaca súbita en pacientes postinfarto se ha observado (como también en la diagnosis de neuropatía) que los pacientes del grupo de riesgo presentan una variabilidad del ritmo cardíaco menor que los pacientes que no presentan riesgo (Kienzle et al. 1992). Por otro lado, se ha comparado la variabilidad del ritmo cardíaco con otros métodos de prognosis como es la detección de potenciales ventriculares tardíos (VLP) (Cripps et al. 1990). Parece ser que el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco es un método con una sensibilidad y especificidad semejantes a la detección de VLP y es, además, mucho más económico y sencillo de utilizar. El fenómeno que es general en todas las interpretaciones clínicas es que una variabilidad del ritmo cardíaco reducida es síntoma de alguna deficiencia cardíaca o neurológica. El análisis espectral puede ayudar a identificar qué sistema es el que está degradado.

En resumen, no hay aún criterios establecidos para la diagnosis de cardiopatías y/o neuropatías a partir de la variabilidad del ritmo cardíaco que sean universalmente reconocidos. Por otro lado, ciertas técnicas fallan en diversas situaciones y son susceptibles de ser mejoradas. Además, el estudio de registros a partir de la monitorización ambulatoria no ha sido utilizado hasta hace muy pocos años aunque, sorprendentemente, el empleo de Holvers ya estaba generalizado cuando empezó el interés por la variabilidad del ritmo cardíaco.

---

#### 3.3.4. VARIABILIDAD DEL RITMO CARDIACO EN NIÑOS Y SU RELACION CON LA OBESIDAD

---

Naturalmente, pueden ir apareciendo nuevas aplicaciones sobre el estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco debido a la gran cantidad de sistemas por los que es afectada. No obstante, el problema de la aplicación ya está implícito: son tantos los sistemas que la afectan que la serie RR tiene un aspecto pseudoaleatorio. Por ello, los métodos para la cuantificación de la serie RR son cada vez más sofisticados abarcando análisis no lineales y de teoría del caos.

Respecto a los estudios que se han centrado en relacionar el HRV con la obesidad existe una rama de hipótesis que si que establecen una relación entre la obesidad y alteraciones del


sistema simpático y otras hipótesis que no encuentran diferencias en el sistema simpático entre personas obesas y no obesas (Landsberg 1990; Young & Macdonald 1992; Macdonald 1995). Dentro de las hipótesis que mantienen que existe una relación no queda aún claro si esta alteración del sistema simpático es debida a la obesidad o la obesidad es una causa de ella y tampoco queda claro si la principal alteración del sistema simpático en la obesidad se produce en un decremento simpático que conlleva un menor consumo energético diario o principalmente un aumento del simpático que conlleva hipertensión (Rossi et al. 1989; Petretta et al. 1995; Kaufman et al. 2007; Tonhajzerova, Javorka, Trunkvalterova, Chroma, Javorkova, Lazarova, Ciljakova & Javorka 2008).

Una manera de evaluar el comportamiento del sistema autónomo es por medio de la medida de la variabilidad cardiaca. El análisis de HRV es una técnica no invasiva que ofrece un indicador de posibles alteraciones en el sistema autónomo. (Martini et al. 2001; Russo et al. 2008; Zahorska-Markiewicz et al. 1993).

A la hora de comparar el HRV entre obesos adultos y personas con peso ideal si parece claro que existan diferencias; algunos estudios aprecian una reducción en la actividad parasimpática y otros reportan una reducción en ambos, en la actividad simpática y la actividad parasimpática (Zahorska-Markiewicz et al. 1993; Laederach-Hofmann et al. 2000). Sin embargo la literatura también informa sobre aumentos de la actividad simpática (Smith & Minson 2012; Julius 1998; Somers 1999). En adolescentes (Rabbia et al. 2003; Riva et al. 2001) detectaron una alteración del índice simpatovagal con una reducción del parasimpático y un aumento del simpático. (Guízar et al. 2005) mostraron alteraciones en HRV caracterizadas por un descenso del valor SDNN y un incremento del ratio LF/HF.

La mayoría de trabajos en niños obesos coinciden en resaltar un descenso del nivel parasimpático pero no coinciden en si existe un descenso o incremento en el balance simpatovagal debido a la obesidad (Nagai et al. 2003; Riva et al. 2001; Martini et al. 2001).

Aunque la literatura científica demuestra importantes modificaciones en el control automático en adultos y adolescentes obesos, no hay un consenso claro en los datos de estudios hasta la fecha en niños obesos, por este motivo uno de los intereses de esta tesis es aportar nuevos datos que contribuyan al conocimiento de esta temática.



## 4. Actividad física y consumo energético

## 4. ACTIVIDAD FÍSICA Y CONSUMO ENERGÉTICO

### 4.1. CUANTIFICANDO LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL CONSUMO DE ENERGÍA

La actividad física es una forma del comportamiento humano compleja multidimensional que teóricamente incluye cualquier movimiento humano desde movimientos nerviosos a participar en actividades deportivas extremas tales como una carrera de maratón o un triatlón (James F. Sallis 1999). Aunque la actividad física es un comportamiento, tiene consecuencias fisiológicas, por ejemplo está asociada con el incremento en el consumo de Energía (EE) por encima del nivel basal. Usualmente, la actividad física se refiere al uso de grupos musculares, tales como el movimiento de piernas y brazos, pero también ha sido definida como “un conjunto de movimientos del cuerpo obteniendo como resultado un gasto de energía mayor a la tasa de metabolismo basal” (Caspersen et al. 1985), sin embargo la actividad física y el consumo de energía no son sinónimos. La actividad física es una forma de comportamiento, mientras que el consumo energético es una consecuencia de ese comportamiento. Si miramos en la Figura 11, donde se puede apreciar la ruta de utilización de la energía, se observa que la actividad física está asociada al trabajo externo que realizamos y que transforma la energía que ha sido metabolizada por nuestro cuerpo en calor que desprendemos. Esa es la energía que se puede cuantificar y que está asociada como se comentaba previamente a la actividad física.

La actividad física está principalmente cuantificada en términos de intensidad, frecuencia y duración, mientras que el consumo energético se mide como el coste energético de una forma de actividad física o como el coste energético asociado a la realización de una actividad física durante un espacio de tiempo. Los métodos de evaluación tanto de la actividad física como del consumo energético podrían dividirse en directos e indirectos.

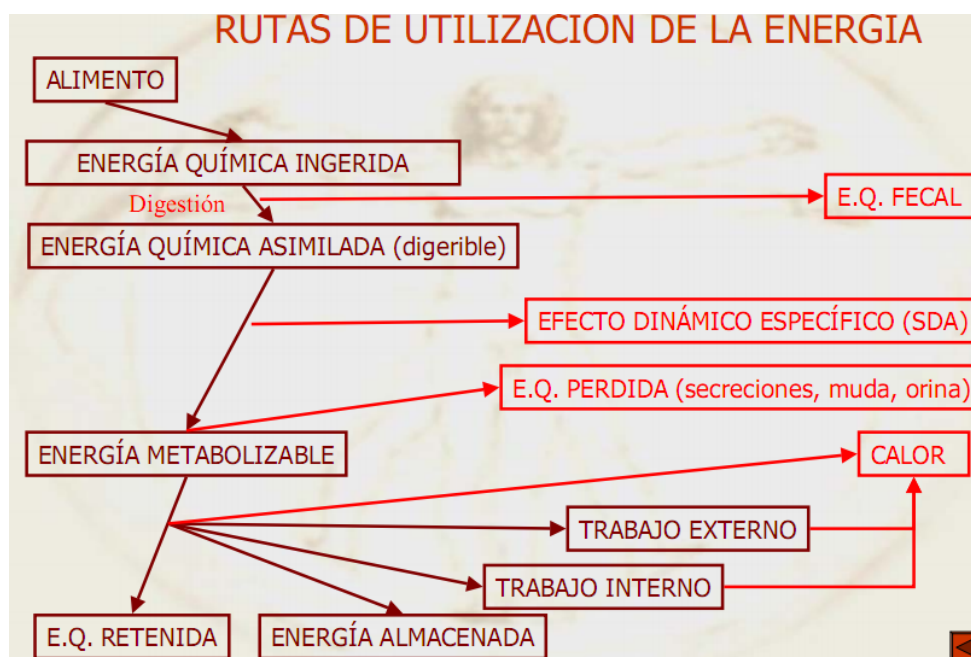


Figura 11 Rutas de utilización de la energía en el ser humano.

## 4.2. FISIOLÓGÍA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

Durante la realización de ejercicio físico participan prácticamente todos los sistemas y órganos del cuerpo humano. Así el sistema muscular es el efector de las órdenes motoras generadas en el sistema nervioso central, siendo la participación de otros sistemas (como el cardiovascular, pulmonar, endocrino, renal y otros) fundamental para el apoyo energético hacia el tejido muscular que permite mantener la actividad motora.

La contracción muscular durante el ejercicio físico es posible gracias a un proceso de transformación de energía. La energía química que se almacena en los enlaces de las moléculas de los diferentes sustratos metabólicos (el ATP es la molécula intermediaria en este proceso) es transformada en energía mecánica. Los sustratos metabólicos que permiten la producción de ATP proceden de las reservas del organismo o de la ingestión diaria de alimentos. Los sustratos más utilizados en las diferentes rutas metabólicas durante el ejercicio físico son los hidratos de carbono y las grasas.

Los sistemas energéticos a partir de los cuales se produce la resíntesis del ATP para realizar el ejercicio físico son:

1. El sistema de los fosfágenos: ATP y fosfocreatina (PC).
2. La glucólisis anaeróbica.
3. Sistema aeróbico u oxidativo.

La participación de éstos durante el ejercicio físico depende de la intensidad y duración del mismo.

---

### 4.2.1. RESPIRACIÓN AERÓBICA Y ANAERÓBICA

---

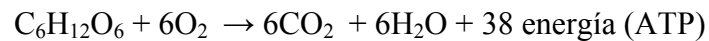
La respiración aeróbica es un tipo de metabolismo energético por el cual los seres vivos extraen energía de moléculas orgánicas, como la glucosa, por un proceso complejo en el que el carbono es oxidado y en el que el oxígeno procedente del aire es el oxidante empleado. En otras variantes de la respiración, muy raras, el oxidante es distinto del oxígeno (respiración anaeróbica).

La respiración aeróbica es el proceso responsable de que la mayoría de los seres vivos, los llamados por ello aerobios, requieran oxígeno. La respiración aeróbica es propia de los organismos eucariontes en general y de algunos tipos de bacterias.

El oxígeno que, como cualquier gas, atraviesa sin obstáculos las membranas biológicas, atraviesa primero la membrana plasmática y luego las membranas mitocondriales, siendo en la matriz de la mitocondria donde se une a electrones y protones (que sumados constituyen átomos de hidrógeno) formando agua. En esa oxidación final, que es compleja, y en procesos anteriores se obtiene la energía necesaria para la fosforilación del ATP.

En presencia de oxígeno, el ácido pirúvico, obtenido durante la fase primera anaerobia o glucólisis, es oxidado para proporcionar energía, dióxido de carbono y agua. A esta serie de reacciones se le conoce con el nombre de respiración aeróbica.

La reacción química global de la respiración es la siguiente:



Ecuación 3 Reacción química de la respiración

En la respiración anaeróbica, sin embargo no se usa oxígeno, sino que para la misma función se emplea otra sustancia oxidante distinta, como el sulfato o el nitrato. En las bacterias con respiración anaerobia interviene también una cadena transportadora de electrones en la que se oxidan los coenzimas reducidos durante la oxidación de los substratos nutrientes; es análoga a la respiración aerobia, ya que se compone de los mismos elementos (citocromos, quinonas, proteínas ferro sulfúricas, etc.). La única diferencia, por tanto radica, en que el aceptor último de electrones no es el oxígeno.

---

#### 4.2.2. RESPUESTAS Y ADAPTACIONES CARDIOCIRCULATORIAS A LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

En el ejercicio físico, el sistema cardiovascular tiene 3 funciones:

- 1) Adaptar el flujo sanguíneo a los músculos activos.
- 2) Eliminar los productos de desecho.
- 3) Colaborar en los procesos de termorregulación.

Este tipo funciones están reguladas por diferentes mecanismos:

**Nerviosos:** se produce un aumento de la actividad nerviosa simpática y una disminución de la actividad parasimpática mediada por 2 controles:

a) central: son impulsos nerviosos descendientes de la corteza cerebral hacia el centro vasomotor del bulbo raquídeo. Este control se inicia simultáneamente con la orden motora de los músculos actuantes, es la llamada “respuesta anticipatoria”.

b) reflejo: que se produce después que comienza la contracción muscular y son impulsos que se originan en receptores de músculos y articulaciones (ergo receptores), éstos son de 2 tipos: mecano receptores (sensibles a los efectos mecánicos de la contracción); y metabolo receptores, que evalúan la eficacia del flujo de sangre en relación a el aumento de demanda metabólica. Estos impulsos son conducidos por fibras nerviosas tipo III y tipo IV respectivamente hasta el centro cardiorrespiratorio. De forma colectiva, tanto los impulsos del comando central como los del reflejo periférico condicionan la respuesta simpática durante el esfuerzo.

**Gasto cardíaco:** durante el ejercicio el aumento del gasto cardíaco se produce en forma lineal y directamente proporcional a la intensidad del trabajo realizado hasta llegar a una intensidad del 60-70% del consumo máximo de O<sub>2</sub> (VO<sub>2</sub>max ). A partir de ese momento tiende a la estabilidad hasta llegar al 80-90% del VO<sub>2</sub>max en donde puede incluso disminuir por la taquicardia excesiva que disminuye el llenado diastólico y por lo tanto el volumen sistólico.

El volumen sistólico aumenta linealmente hasta 40-60% del VO<sub>2</sub>max , luego tiende a estabilizarse hasta llegar a 90% en donde disminuye por la taquicardia excesiva. Esto ocurriría en sujetos sedentarios o poco entrenados mientras que en individuos deportistas bien



entrenados el volumen sistólico aumenta progresivamente hasta el máximo esfuerzo porque tienen aumentada la capacidad diastólica por una mayor distensibilidad del ventrículo izquierdo.

La frecuencia cardíaca aumenta linealmente con el esfuerzo. La misma depende además de diversos factores:

- edad.
- grado de entrenamiento físico.
- tipo de ejercicio: en el estático aumenta exclusivamente mientras que en el dinámico lo hace junto con el volumen sistólico.
- temperatura y humedad del ambiente.
- presión atmosférica.

Con respecto a la presión arterial podemos decir que la presión sistólica aumenta tanto en los ejercicios dinámicos como en los estáticos. El aumento de la presión sistólica es mayor que el de la presión diastólica por lo que se constata un aumento de la presión diferencial. Una vez finalizado el ejercicio existe un descenso rápido de la presión arterial como consecuencia de la disminución del gasto cardíaco, la vasodilatación y la disminución del retorno venoso por lo que no es aconsejable detener súbitamente el ejercicio lo que puede provocar: malestar, vértigo, lipotimia, etc.

El entrenamiento de resistencia tiende a reducir los valores de reposo de la tensión arterial, tanto sistólica como diastólica por lo que se lo utiliza como acción terapéutica de pacientes hipertensos.

Algunas de las adaptaciones cardiocirculatorias inducidas por el entrenamiento físico son:

- Hipertrofia cardíaca.
- Aumento del volumen sistólico.
- Bradicardia en reposo.
- Disminución de la velocidad de conducción.

---

#### 4.2.3. VALORACIÓN DE LA CONDICIÓN FÍSICA

---

La valoración de la condición física (CPET: “*Cardiopulmonar Exercise Testing*”), es una de las labores fundamentales a realizar en el control habitual de los deportistas durante su temporada, pero también cada vez existen más defensores de utilizarla en la valoración de aquellos individuos, que teniendo una trayectoria de sedentarismo, pasan a incorporarse a un programa de actividad física.

En el primer caso su objetivo es claro, evaluar aquellas características fisiológico-deportivas interesantes para el individuo que nos dan idea de la progresión, del pronóstico a corto-medio plazo, así como de los efectos (beneficiosos y nocivos) del planteamiento de carga de trabajo impuesto por el programa de entrenamiento. Realmente es una herramienta indispensable para tomar decisiones claves en la carrera deportiva del individuo, cobrando mayor importancia cuanto mayor sea el nivel de competición o de exigencia deportiva del individuo valorado. Existen muy diversas pruebas estandarizadas para valorar diferentes cualidades

deportivas, que pueden utilizarse de forma comparativa y aportar datos de referencia del individuo respecto a su equipo, o respecto al grupo de competidores que se disputan con él un puesto, y también darán el dato comparativo individual con sus propios testeos previos.

En cambio existen modalidades deportivas que precisan pruebas más específicas, que en la mayoría de los casos no siguen un patrón estándar, con lo que limitan la capacidad comparativa del test respecto a otros individuos y dejan sólo la posibilidad de auto comparación.

En el segundo caso, en el de la valoración “previa”, esta prueba nos dará una idea de la condición física del individuo testeado, lo que ajustará las cargas de trabajo iniciales, y se hará especial hincapié en la detección de signos-síntomas de posibles patologías, que hasta el momento, debido fundamentalmente al sedentarismo del individuo, hayan podido pasar inadvertidas.

De esta forma la finalidad de las pruebas CPET son:

- Aportar datos objetivos de capacidad funcional de un paciente sano o con alguna patología (en ese caso contrastar el diagnóstico).
- Conseguir los datos necesarios para la planificación individual de los programas de ejercicio físico.
- Informar sobre la efectividad del programa de ejercicio aplicado (valoración de las adaptaciones generadas). Muestra antes de comenzar, durante y después de aplicar el programa de ejercicio.
- Servir como herramienta de pronóstico en determinadas complicaciones (ej. fibrosis cística).
- Enseñar al individuo las respuestas de su organismo frente al ejercicio físico.

#### 4.2.3.1. PROTOCOLOS EMPLEADOS

**Test de Campo:** son simples de realizar y económicos, se suelen usar en estudios epidemiológicos pero no son muy adecuados en el campo clínico. El ensayo “*6-min walk test*”, el “*3-min step test*” y “*modified shuttle tests*” son los más empleados. (Calders et al. 2008). Suelen medir parámetros de tiempo, distancia recorrida y parámetros de acelerometría y frecuencia cardiaca.

**CPET estándar:** en estas pruebas además se mide la cantidad de trabajo que genera el paciente (normalmente en vatios) y los parámetros ventilatorios. Dentro de este tipo de prueba se suelen emplear protocolos máximos donde se alcanza el límite de potencia del sujeto. Los más empleados son Bruce y Balke en la cinta de correr y Godfrey y James en el ciclo ergómetro (Bruce et al. 1973; Balke & Ware 1959; Godfrey et al. 1971; James et al. 1980). También existen los protocolos submáximos donde no se alcanza el límite máximo. El protocolo más empleado en este caso es el PWC170 (valor de potencia en vatios cuando el HR es 170) (Rowland et al. 1993).

#### 4.2.3.2. EQUIPAMIENTO Y PROCEDIMIENTOS

Los equipos preferidos para realizar la prueba son una cinta de correr (tapiz rodante) con variación de la pendiente y de la velocidad y un ciclo ergómetro con control electrónico de freno que permite variar la potencia a desarrollar para pedalear (ver Figura 12).

Dependerá en cada caso el elegir un dispositivo u otro. La cinta de correr es quizás más aparatosa y costosa que el cicloergómetro. La calidad de las señales a monitorizar es peor en la cinta de correr donde se pueden producir más artefactos sin embargo el cicloergómetro infraestima el valor máximo estimado debido a que no usa tantos grupos musculares como en la cinta y en niños (especialmente pequeños mayores de 5 años). El cicloergómetro puede ser un hándicap por la habilidad que requiere. En la cinta es difícil conseguir una medida directa del trabajo que se ejerce.

Además del equipamiento para realizar el ejercicio, el equipamiento podrá incluir un equipo de presión arterial automático, un equipo de electrocardiografía o un monitor de la frecuencia cardíaca, un equipo de pulsioximetría y un equipo de espirometría. La ventilación puede ser evaluada con un equipo metabólico de calorimetría indirecta con un analizador de gases y un medidor de flujo que permite medir el oxígeno consumido y el dióxido de carbono producido respiración a respiración o cada 20-30 segundos (Regamey & Moeller 2010). En el caso de la población pediátrica se hace uso de boquillas o mascarillas adaptadas a esta población. Es necesario también disponer de un medidor de las concentraciones de gases y controlar la temperatura y la humedad en la estancia donde se desarrolla la prueba dentro de los límites adecuados para una medida correcta.

El objetivo de estas pruebas es el alcanzar el límite máximo aeróbico del sujeto pero pueden existir criterios de parada de emergencia por malestar y decisión por parte del paciente o por decisión del propio supervisor que determina que existe algún riesgo para el paciente.

Los valores en las mediciones que pueden indicar que se está alcanzando el límite máximo pueden ser:

- Un valor de relación entre el oxígeno que se consume y el dióxido de carbono que se produce (RER: “*respiratory exchange ratio*”) mayor de 1.1 (aunque en niños es suficiente con valor  $> 1.01$ ).
- Una valor de meseta en el consumo de oxígeno (difícil de alcanzar en niños).
- Un valor elevado de ácido láctico (es necesaria una muestra de sangre para medirlo).
- Un valor de meseta cercano al HRmax en la frecuencia cardíaca.

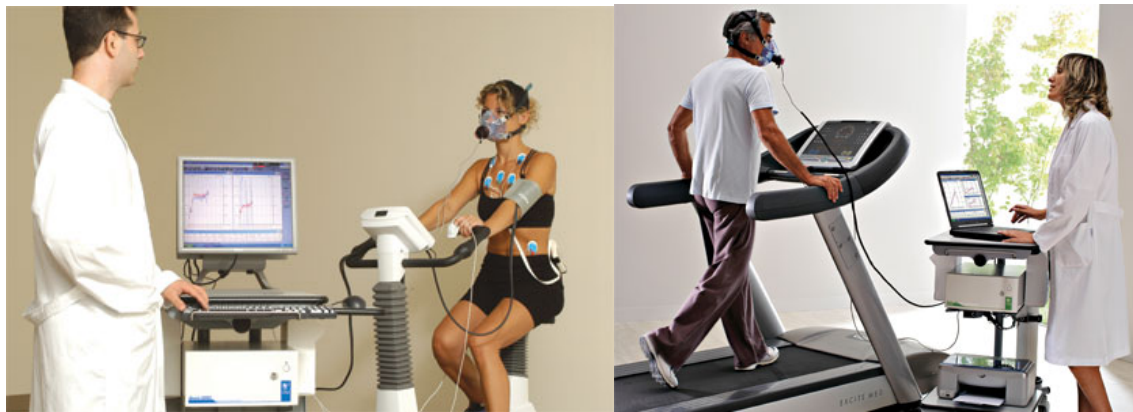


Figura 12 Equipamiento típico para CPET con Cicloergómetro (izqda.) y cinta de correr (dcha.).

#### 4.2.3.3. VARIABLES RELACIONADAS CON CPET

En el caso de población infantil y de la obesidad esta valoración ha sido determinada normalmente por:

Máximo consumo de oxígeno ( $VO_2\text{max}$ , normalmente expresado en mililitros de oxígeno por minuto y por kilo de peso) (Rowland 1991), también por el umbral anaeróbico expresado en las mismas unidades (Villa et al. 1987; Zanconato et al. 1989) o también por ejemplo por el tiempo máximo de resistencia durante la prueba (Rowland 1991).

Se efectuará un repaso a las variables principales que se obtienen de esta prueba, los protocolos y el equipamiento necesario y su interpretación y estudio en la población infantil y obesa

##### 4.2.3.3.1. CAPACIDAD AEROBICA ( $VO_2\text{PEAK}$ )

La **capacidad aeróbica** se define como la capacidad del organismo (corazón, vasos sanguíneos y pulmones) para funcionar eficientemente y llevar actividades sostenidas con poco esfuerzo, poca fatiga, y con una recuperación rápida (ejercicio aeróbico).

Fisiológicamente, es la habilidad de producir trabajo utilizando oxígeno como combustible. La capacidad aeróbica es una función del volumen máximo de oxígeno ( $VO_2\text{max}$ ), el cual representa la capacidad máxima del organismo para metabolizar el oxígeno en la sangre (máximo consumo de oxígeno por minuto).

Dado que cuanto mayor sea el  $VO_2\text{max}$ , mayor será su resistencia cardiovascular, éste valor puede ser utilizado como unidad de medida para la capacidad aeróbica o potencia aeróbica. Aunque el  $VO_2\text{max}$  tiene un factor genético, también se ve muy influenciado por la actividad del sujeto siendo un buen indicador del estado físico de la persona; se han encontrado relaciones entre bajos niveles de capacidad aeróbica y diabetes, dislipidemia y porcentaje de grasa en niños (Morinder et al. 2009; Maggio et al. 2010; Rhéaume et al. 2011; McGavock et al. 2009) lo que también indica que la mejora de este parámetro puede llevar asociado una mejoría en la reducción de grasa del sujeto (Gutin et al. 2005)

La medición de este parámetro en niños ha demostrado ser de difícil obtención, especialmente en población obesa y con sobrepeso. En la mayoría de los resultados se ha llegado a la conclusión de que no se cumplen los requisitos para considerar que se ha alcanzado el  $VO_2\text{max}$  (Cunningham et al. 1977; Sothorn et al. 2000; Sutton 1992; Cooper et al. 2005; Rowland 2007; Rowland & Cunningham 1992; Dencker et al. 2008). Además de la falta de motivación y de un nivel bajo de la condición física de los participantes también se debe citar otros factores limitantes para poder obtener el  $VO_2\text{max}$  como son:

- la necesidad de disponer de un equipamiento costoso (ver apartado 4.5.2.2),
- requerir de personal especializado para la aplicación de estos protocolos.
- medir el intercambio de gases mediante mascaros o boquillas imposibilita e incomoda al niño a realizar la prueba ((Rivera-brown et al. 2004).

Por este motivo en población infantil se suele proponer un valor que llamamos el consumo de oxígeno pico ( **$VO_2\text{peak}$** ) que queda determinado por el valor más elevado que se consiguió obtener durante la prueba.

#### 4.2.3.3.2. HEART RATE RECOVERY (HRrecov)

La frecuencia cardiaca después de un esfuerzo máximo (HRrecov) se ha caracterizado como un indicador del nivel de estado físico de la persona y como un indicador del correcto funcionamiento del sistema autónomo en la recuperación. Esta medida se define como la caída en valor de la frecuencia cardiaca con respecto al valor de pico máximo obtenido en el momento de esfuerzo máximo (Dimkpa 2009). Este parámetro suele resumirse en valores de recuperación tras un esfuerzo máximo al cabo del primer minuto y minutos sucesivos. En algunos casos se presenta el valor como el porcentaje que esta caída de frecuencia cardiaca supone frente la frecuencia cardiaca de reserva (HRreserve) (Ten Harkel et al. 2011), valor este que se define como la diferencia entre la frecuencia cardiaca en reposo (HRrest) y la frecuencia máxima del paciente (HRmax) (Cleary et al. 2011; Swain & Leutholtz 1997).

Se ha comprobado como valores bajos de HRrecov pueden ir asociados con un pronóstico poco favorable en la aparición de patologías cardiacas futuras como la muerte súbita y en elevados índices de mortalidad (Jouven et al. 2005). Aunque esto no se ha comprobado aún en población infantil si que se ha observado que los mecanismos que regulan este parámetro son los mismos (Ohuchi et al. 2000).

Respecto al control del sistema autónomo, este valor esta considerado como un indicador de la reactivación del sistema parasimpático y de la reducción de la aportación del simpático (Pierpont et al. 2000).

En niños obesos también se ha comprobado que un programa de intervención de actividad puede mejorar este parámetro indicando una mejora en el estado físico (Prado et al. 2010) y/o que existe una disminución de este valor debida a la obesidad en niños (Singh et al. 2008).

#### 4.2.3.3.3. UMBRAL ANAERÓBICO (VAT)

Wasserman y McElroy en 1964 lo definieron como “la tasa de trabajo o nivel de consumo de oxígeno a partir del cual se instaura una acidosis metabólica y ocurren cambios asociados en el intercambio gaseoso”.

Posteriormente en 1967 Wasserman lo redefinió como “la intensidad de ejercicio o de trabajo físico a partir del cual comienza a aumentar de una forma progresiva la concentración de lactato en sangre, a la vez que la ventilación se intensifica también de una manera desproporcionada con respecto al oxígeno consumido”.

El punto en el que la concentración de lactato comienza a elevarse por encima de los valores de reposo se ha definido como umbral láctico y el punto en el que la ventilación se intensifica de forma desproporcionada respecto al oxígeno consumido se ha definido como el umbral ventilatorio.

La terminología respecto a los diferentes umbrales ha ido aumentando continuamente. En casi un 20% de las medidas en niños es difícil cuantificar este valor por una respiración errática (Washington et al. 1988).

#### 4.2.3.4. CPET EN OBESIDAD INFANTIL

Si repasamos los resultados científicos que se han obtenido al realizar pruebas CPET en población obesa infantil nos encontramos con similitudes y diferencias con la población infantil con constitución normalizada.

Respecto a la frecuencia cardiaca máxima durante ejercicios incrementales en la cinta de correr o el cicloergómetro, no se apreciaron diferencias significativas entre población obesa y normopeso (Maffei et al. 1994; Zanconato et al. 1989). Sin embargo, hay datos contradictorios a la hora de analizar el valor de la frecuencia cardiaca en niveles submáximos (Maffei, Schutz, Schena, et al. 1993; Villa et al. 1987).

El consumo de oxígeno  $VO_2$ peak también ha sido comparado entre niños obesos y no obesos en cinta de correr y cicloergómetro. Para ambos métodos se ha mostrado que los valores absolutos de consumo (ml de  $O_2$  por minuto) son similares (Norman et al. 2005; Zanconato et al. 1989) o incluso mayores (Maffei, Schutz, Schena, et al. 1993) en la población obesa (Elliot et al. 1989; Salvadori et al. 1999). Sin embargo al ponderar este valor por el peso corporal ( $ml/min^{-1}kg^{-1}$ ) los niños obesos tienen valores significativamente inferiores (Elliot et al. 1989; Zanconato et al. 1989; Maffei, Schutz, Schena, et al. 1993; Norman et al. 2005) Cuando estos valores son ponderados por la masa magra los resultados son dispares. Mientras que en algunos estudios no se encontraron diferencias entre obesos y no obesos (Elliot et al. 1989; Maffei, Schutz, Schena, et al. 1993), en otros se encontraron valores más bajos de  $VO_2$ peak en el grupo obeso (Norman et al. 2005; Maffei et al. 1994).

Las medidas del umbral anaeróbico (VAT) son también controvertidas. (Salvadori et al. 1999) encontraron que los obesos y no obesos presentaban el VAT en niveles similares de  $VO_2$  pero los obesos llegaron a este punto en niveles más bajos de trabajo. Otros mostraron que los obesos llegaron al VAT en valores más bajos de  $VO_2$  ( $ml.min^{-1}kg^{-1}$ ) (Zanconato et al. 1989; Reybrouck et al. 1997). Mientras el  $VCO_2$  y el  $VO_2$  son dependientes del peso corporal, la relación de  $VCO_2$  por  $VO_2$  puede ser considerada independiente del peso y por lo tanto un buen parámetro para evaluar el posible efecto de la obesidad en CPET. (Reybrouck et al. 1997) mostraron que la pendiente de  $VCO_2/VO_2$  sobre el VAT era más pronunciada en niños y adolescentes obesos que en pacientes control con pendientes más pronunciadas en pacientes con un mayor grado de obesidad.



En niños normopeso el  $VO_2$  y el HR están muy relacionados, a esta relación se le llama "oxygen pulse", que viene a expresar el volumen de  $O_2$  añadido al sistema circulatorio por cada latido. Este valor aumenta según aumenta el trabajo y depende de la capacidad de extracción de  $O_2$  de los tejidos periféricos y del "stroke volumen" (SV). Los obesos muestran valores absolutos de "oxygen pulse" superiores. Sin embargo, cuando el "oxygen pulse" se pondera en peso o en masa magra, estos valores descienden. Esto puede explicar el porque de la baja tolerancia al aumento de carga de trabajo de los niños obesos debido a que el obeso tiene un peor rendimiento en el suministro de  $O_2$  a los músculos durante la actividad .

### 4.3. DIMENSIONES DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL CONSUMO ENERGÉTICO

---

En las evaluaciones de la actividad física diaria, al menos 4 principales dimensiones son de interés: el tipo, la frecuencia, la duración y la intensidad; todas ellas son importantes para propuestas descriptivas y analíticas.

El **tipo** o **modo** de actividad física se refiere a las diferentes actividades en las que el sujeto se ve envuelto. Las actividades durante el tiempo libre (LTPA) es un término amplio que cubre todas las actividades que se llevan a cabo durante la vida cotidiana. Estas cubren tanto programas de ejercicios estructurado como ejercicios no estructurados (andar, ir en bicicleta, correr, etc.). Todas estas actividades resultan en un incremento substancial del EE incluso aunque su intensidad y duración pueda variar considerablemente (Howley 2001).

El **ejercicio físico** es pues una subcategoría de la actividad física (PA) que ha sido definido como "un subconjunto dentro de la PA que está planeado, estructurado, y conlleva un movimiento repetitivo del cuerpo humano para mejorar o mantener uno o más componentes del estado físico de una persona" (Caspersen et al. 1985). Otra subcategoría de la actividad física son aquellas tareas asociadas a *labores domésticas* tales como limpiar, lavar o cocinar. La *actividad física ocupacional* se refiere a actividades asociadas a un trabajo a actividades académicas y *actividad física del transporte* se refiere a la actividad física que desarrollamos para desplazarnos de un sitio a otro, por ejemplo andando o en bici.

La **frecuencia** de la actividad física se refiere al número de sesiones de actividad física por unidad de tiempo (por ejemplo, por día, por semana, por mes...), y la **duración** es el intervalo de tiempo de cada sesión.

### 4.4. INTENSIDAD DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

La dosis de PA puede ser descrita en términos de intensidades absolutas y relativas, pero también como el volumen total de actividad física o como el consumo de energía asociado con la actividad física sobre un periodo específico de tiempo. La intensidad de la actividad física es comúnmente descrita con los niveles **ligero o bajo, moderado, vigoroso o duro, o muy vigoroso o extenuante** (Paciga & Lutfiyya 2005).

#### 4.4.1. INTENSIDAD ABSOLUTA

---

Esta se define como el ratio actual de consumo de energía durante un periodo de tiempo específico. Se puede expresar a través de diversas variables que la cuantifican como:

- **Consumo de oxígeno ( $\text{VO}_2$ ; unidades:  $\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$ )**
- **Consumo de oxígeno relativo al peso corporal ( $\text{VO}_2/\text{kg}$ ; unidades:  $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ).** Este caso permite la comparación entre grupos de peso diferente al eliminar el efecto que puede aportar el peso. En algunos casos puede ser ponderado respecto al peso de la masa magra solamente ( $\text{VO}_2/\text{ffm}$ ).
- **Consumo de energía (EE; unidades:  $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$  o  $\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$ ).** En este caso se presenta el nivel de la energía consumida por tiempo asociado a la intensidad de la PA.
- **Múltiplos del metabolismo en Reposo (RMR), tasa de actividad metabólica (MET).** Un MET es una unidad metabólica que corresponde pues al consumo energético en reposo, alrededor de  $3.5 \text{ mlO}_2\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  o  $1 \text{ kcal}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  en población adulta (Mcardle & Katch 2001) (más adelante se describe cómo esto no se cumple en población infantil). La clasificación en METs puede ser útil cuando se calculan los consumos de energía desde métodos de auto-evaluación como los cuestionarios y los diarios de actividad. Para adultos, existen trabajos que han clasificado más de 600 actividades específicas de acuerdo con sus respectivos valores MET (Ainsworth et al. 2011; Ainsworth et al. 1993; Ainsworth et al. 2000). Se han propuesto niveles absolutos de intensidad correspondientes a valores de MET para gente joven (Sirard & Pate 2001; Riddoch & Boreham 1995). Riddoch y Boreham sugirieron la siguiente clasificación basándose en datos de adultos jóvenes (Swain et al. 1994): intensidad ligera (2 a 4 METs), intensidad moderada (5 a 7.5 METs) e intensidad vigorosa (mayor que 7.5 METs); (Patel et al. 1998) establecieron una nueva clasificación que marcaba otros umbrales en : intensidad ligera ( $< 5$  METs), intensidad moderada (5 a 8 METs) e intensidad vigorosa (mayor de 8 METs).

---

#### 4.4.2. INTENSIDAD RELATIVA

---

Para tener en cuenta diferencias en la edad, el sexo, la composición corporal y el estado físico entre sujetos, la intensidad de la actividad física puede ser categorizada en términos relativos (Howley 2001; Mcardle & Katch 2001). La intensidad puede ser ponderada en relación a la máxima capacidad aeróbica de la persona para una actividad específica.

Esta intensidad puede ser representada en términos de porcentaje de la capacidad aeróbica máxima ( $\% \text{VO}_2\text{max}$ ) (Mcardle & Katch 2001), porcentaje del máximo HR ( $\% \text{HRmax}$ ), porcentaje del HR de reserva ( $\% \text{HRreserve}$ ) (Karvonen et al. 1957) y el porcentaje del consumo de reserva de oxígeno que se define como la diferencia entre el consumo de oxígeno máximo y el consumo de oxígeno en reposo ( $\% \text{VO}_2 \text{ reserve}$ ) (Swain & Leutholtz 1997).

$$\text{VO}_2\text{reserve} = \text{VO}_2 \text{ max} - \text{VO}_2\text{rest}$$

Ecuación 4 Cálculo del valor del consumo de reserva de oxígeno.



### 4.4.3. CONSUMO DE ENERGÍA TOTAL

El producto de la intensidad absoluta, la frecuencia y la duración de cada actividad física refleja el consumo energético asociado durante un periodo de tiempo dado. Este volumen total puede ser cuantificado en valores de METs por minuto, hora, día o semana. Esta es la intensidad de todas las diferentes actividades realizadas durante el periodo de evaluación. Este es un método común cuando usamos auto-informes como métodos de evaluación (Montoye H Saris W, Washburn R n.d.; Kriska 1997).

También es posible calcular la Energía Total Consumida (TEE). En la Figura 13 se puede apreciar que el TEE está compuesto del metabolismo basal (RMR), de la termogénesis inducida por la dieta (DIT) y del consumo metabólico asociado a la actividad física (PAEE). En sujetos normalmente activos el RMR constituye 60-70% del TEE y el DIT un 10% del TEE (Belko et al. 1986). Parece que el DIT se ve afectado por la composición corporal en gente joven (Maffeis, Schutz, Zoccante, et al. 1993).

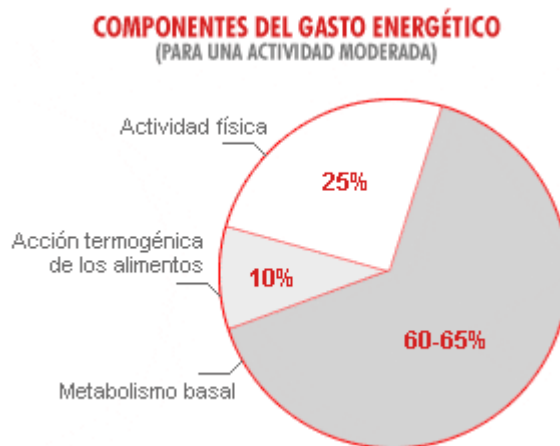


Figura 13 Consumo energético diario.

La energía asociada a la actividad física es, muy por encima de los demás, el componente más variable del TEE. En casos extremos esta PAEE puede llegar a ser 3 o 4 veces el RMR (Westerterp et al. 1986; Sjodin et al. 1994; Trappe et al. 1997).

Aunque el cálculo del PAEE da una estimación de la EE debida a la PA, puede no diferenciarse en sujetos o grupos con diferentes niveles de actividad física. Esto es debido a que debemos corregir el consumo de energía a la hora de comparar niveles de actividad entre individuos por el tamaño del cuerpo. Para esta corrección existen diferentes opciones: TEE y PAEE pueden ser divididos por el peso corporal o el peso corporal escalado, usando un exponente entre 0.5 y 1 (Westerterp 1999). La razón para escalar por el peso corporal es que la actividad física incluye actividades con carga de peso y otras que no. El uso de ratios (ej.  $\text{PAEE} \cdot \text{kg}^{-1}$ ) para expresar la energía ha sido cuestionado por la variabilidad de la intercepción no nula entre el numerador y el denominador, lo que es necesario si un ratio quiere eliminar el efecto del denominador (Allison et al. 1995; Carpenter et al. 1995). No hay desafortunadamente un coeficiente general de escalado para ajustar el EE por las diferencias en el tamaño corporal. Sin embargo, parece que la normalización al realizar la división por el

peso corporal para comparar volúmenes de PA entre individuos de diferente tamaño corporal ofrece buenos resultados (Schoeller & Jefford 2002).

El **nivel de actividad física (PAL)** se define como el ratio entre el TEE y el RMR y aporta una manera de ajustar las diferencias interindividuales por edad, sexo, peso corporal y composición corporal (Shetty et al. 1996). PAL puede ser el más valioso indicador del volumen total de PA. Han sido calculados valores de PAL para adultos con diferentes estilos de vida y niveles de actividad (Black et al, 1996) y para niveles habituales ligeros, moderados y vigorosos en niños y adolescentes (Torun 2005). Generalmente los valores PAL varían entre 1.2 y 2.5 (Shetty et al. 1996). Los valores más bajos (<1.2) se han dado en niños en sillas de ruedas (van den Berg et al. 2010) y los valores con límites superiores se han dado en deportistas de alta resistencia (Westerterp 2001).

Cuando la actividad física se evalúa solamente mediante acelerometría, el volumen total de PA durante un periodo prolongado de tiempo (ej. días) puede ser cuantificado como cuentas totales (ver apartado 6.2.2.1) o cuentas totales corregidas para el tiempo de monitorización (Bouten et al. 1997; Ekelund et al. 2001).

#### 4.4.3.1. METABOLISMO BASAL

El metabolismo basal es el valor mínimo de energía necesaria para que la célula subsista. Esta energía mínima es utilizada por la célula en las reacciones químicas intracelulares necesarias para la realización de funciones metabólicas esenciales, como es el caso de la respiración.

En el organismo, el metabolismo basal depende de varios factores, como sexo, talla, peso, edad, etc. Como claro ejemplo del metabolismo basal está el caso del coma. La persona «en coma», está inactiva, pero tiene un gasto mínimo de calorías, razón por la que hay que seguir alimentando al organismo.

El metabolismo basal es el gasto energético diario, es decir, lo que un cuerpo necesita diariamente para seguir funcionando. A ese cálculo hay que añadir las actividades extras que se pueden hacer cada día.

La tasa metabólica disminuye con la edad y con la pérdida de masa corporal. El aumento de la masa muscular es lo único que puede incrementar esta tasa. Al gasto general de energía también pueden afectarle las enfermedades, los alimentos y bebidas consumidas, la temperatura del entorno y los niveles de estrés. Para medir el metabolismo basal, la persona debe estar en completo reposo pero despierta. Una medida precisa requiere que el sistema nervioso simpático de la persona no esté estimulado. Una medida menos precisa, y que se realiza en condiciones menos estrictas, es la tasa metabólica en reposo.

El metabolismo basal de una persona se mide después de haber permanecido en reposo total en un lugar con una temperatura agradable (20 °C) y de haber estado en ayunas 12 o más horas con un equipo metabólico que se explicará mas adelante (4-62).

La calorimetría indirecta mide el  $VO_2$  y la producción de  $CO_2$  ( $VCO_2$ ) obteniendo el gasto energético sobre la base de una serie de asunciones y ecuaciones matemáticas.

El  $VO_2$  es el mayor determinante del gasto energético. Mediante la ecuación de Weir (Weir 1949) podemos obtener de una manera bastante fiel el consumo energético del cuerpo humano a través de estas medidas indirectas:

$$\text{Gasto energético} \approx [\text{VO}_2 * (3,941) + \text{VCO}_2 * (1,11)]$$

Ecuación 5 gasto energético de Weir

Obviamente, el gasto energético en un paciente despierto, en reposo, durante el período postabsortivo, medido por calorimetría indirecta, refleja el consumo energético en reposo ("resting energía expeditare": REE o RMR). Este valor es aproximadamente un 10% mayor que el gasto energético basal ("basal energía expeditare": BEE o BMR), el cual sólo puede ser medido durante el sueño profundo a lo largo de toda la noche (Alves et al. 2009).

Aunque la ecuación de Harris Benedict supuestamente predice el BEE, al ser evaluadas las condiciones del test original por diferentes autores, éstos sugieren que el valor obtenido es el REE. Otros estudios en cambio, aseguran que las variables que intervienen en dicha ecuación cuentan con las bases fisiológicas para una predicción confiable del BEE, y que sólo en sujetos francamente obesos la ecuación sobrestima éste valor.

El metabolismo del cerebro, el riñón, el corazón y el hígado, es relativamente constante y corresponde a un 60 a 70 % del REE. A su vez, este último representa del 75 al 90 % del gasto energético total, el resto se debe a la termogénesis inducida por la dieta, a la temperatura ambiente y a la actividad física.

El REE posee una variabilidad significativa, que oscila entre los siguientes valores: 12,5% de variación en voluntarios normales medidos en forma horaria, durante 8 horas en 2 días consecutivos, 23,2% en voluntarios normales medidos mensualmente durante 2 años, 10 a 23% en pacientes críticos, monitoreados durante 24 horas. Por último, el promedio de variabilidad diaria fue 15% cuando las mediciones se realizaron en los días subsiguientes. Además, cuanto más grave es el estado del paciente, mayor es la variabilidad diaria, siendo de 12% en el estable, y de 46% en el más grave. En grandes grupos de pacientes con la misma enfermedad, la variabilidad diaria fue del 19 al 40 %. En pacientes quemados, con similar superficie y gravedad de lesiones, la variabilidad interindividual fue del 30 al 40 %.

Existen factores básicos que afectan el REE. Uno de los más importantes es el tamaño del individuo, otro es la masa magra corporal. En este sentido, los hombres tienen mayor REE que las mujeres de igual tamaño porque tienen mayor masa magra. Esta diferencia entre géneros es mayor cuando el REE se expresa por peso corporal, e indistinguible cuando es por masa magra. También, el incremento de la edad se acompaña de descenso del REE, por el aumento de la grasa corporal y la disminución de los tejidos de sostén. Asimismo, el trabajo respiratorio, representa sólo 2 a 3 % del REE, pero este puede aumentar a 25 % en insuficiencia respiratoria.

Además, la termogénesis inducida por la dieta, también afecta el REE y en consecuencia, también el gasto energético total. Esto se evidencia claramente en pacientes que reciben nutrición enteral (NE) en bolo, en su justa medida, pues se incrementa de 8 a 10% durante las siguientes 3 a 6 horas. Sin embargo, cuando la NE se administra en forma continua, el REE de 24 horas disminuye a valores que oscilan entre 4 a 8%.

La profundidad y duración del sueño, afectan el gasto energético y son responsables de las variaciones diurnas del REE. Si un paciente duerme poco, existe poca diferencia en el gasto energético en el período de 24 horas, y la diferencia entre el gasto energético total y el

REE puede ser sólo de 5%. En cambio, si el paciente duerme más, esta diferencia se eleva hasta 15 %.

El metabolismo basal diario se puede calcular de una manera aproximada basándose en tablas de medidas poblacionales de las cuales se han extraídos ecuaciones, una de las cuales son las ecuaciones de Harris Benedict:

$$\text{Hombre: } 66,473 + (13,751 \times \text{masa (kg)}) + (5,0033 \times \text{estatura (cm)}) - (6,55 \times \text{edad (años)})$$

$$\text{Mujer: } 655,1 + (9,463 \times \text{masa (kg)}) + (1,8 \times \text{estatura (cm)}) - (4,6756 \times \text{edad (años)})$$

Ecuación 6 Ecuaciones de Harris Benedict para el cálculo del RMR.

El metabolismo basal se calcula en kilocalorías/día y depende del sexo, la altura y el peso, entre otros factores. La FAO propone este método para edades comprendidas entre 10 y 18 años:

$$\text{Mujeres: } 7,4 \times \text{peso en kilogramos} + 428 \times \text{altura en metros} + 572$$

$$\text{Hombres: } 16,6 \times \text{peso en kilogramos} + 77 \times \text{altura en metros} + 572$$

Ecuación 7 Ecuaciones de la FAO para el cálculo del RMR.

Los siguientes factores aumentan el metabolismo basal:

- Mayor masa muscular.
- Mayor superficie corporal total.
- Género Masculino (Los varones casi siempre tienen mayor masa corporal magra que las mujeres).
- Temperatura corporal, (fiebre o condiciones ambientales frías)
- Hormonas tiroideas (un regulador clave del metabolismo basal las concentraciones altas aumentan la BMR).
- Aspectos de la actividad del sistema nervioso (liberación de hormonas de estrés)
- Etapas de crecimiento en el ciclo vital.
- Consumo de cafeína o tabaco (no se recomienda el uso de tabaco para controlar el peso corporal ya que aumenta demasiado los riesgos a la salud).

#### 4.5. EVALUACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL CONSUMO ENERGÉTICO

---

Hay una evidencia clara apuntando a una serie de asociaciones entre el estilo de vida sedentario y la mortalidad y morbilidad en población adulta (US Department of Health and

Human Services 1996), las enfermedades coronarias del corazón (CHD) (Paffenbarger et al. 1978), las enfermedades cardiovasculares (CVD) (Kannel et al. 1979; Paffenbarger et al. 1984), stroke y derrame cerebral (Wannamethee & Shaper 1992), diabetes mellitus tipo II (resistencia a insulina) (NIDDM) (Hu et al. 2003), cáncer de colon (Giovannucci et al. 1995) y fractura de cadera (Cummings et al. 1995). La mayoría de estas evidencias provienen de estudios epidemiológicos, donde los métodos usados para evaluar la actividad física han sido relativamente rudimentarios (Rennie & Wareham 1998).

Según los datos de la última Encuesta Nacional de Salud (2003), un 55% de la población mayor de 1 año de edad no hace actividad física en su tiempo libre. En cuanto a la actividad física que implica el tiempo en el puesto de trabajo, en un 33% supone estar sentado la mayor parte del día y en un 45% estar de pie sin grandes desplazamientos ni esfuerzos. La frecuencia de este sedentarismo aumenta con la edad. También hay diferencias entre hombres y mujeres (con mayor prevalencia de sedentarismo entre estas últimas) y entre comunidades autónomas.

La contribución del sedentarismo a la mortalidad total es elevada, de hecho en Estados Unidos se estima que la inactividad física contribuye a un 12% de las muertes totales. Por eso hoy en día este tema toma cada vez más importancia y la introducción de hábitos saludables en cuanto a ejercicio físico forma parte de los **programas de salud pública** de muchos países.

El sedentarismo es un **factor de riesgo modificable** de patología cardiovascular y otra serie de trastornos y enfermedades crónicas como son diabetes mellitus tipo 2, cáncer (sobre todo de colon y mama), obesidad, hipertensión, osteoporosis, osteoartritis y depresión. Además la prevalencia de sedentarismo en la población (hasta 51% en algunas series) es mayor que la de ningún otro factor de riesgo modificable.

Por otro lado, parece que la práctica de ejercicio físico podría proteger del desarrollo de estas patologías. A este respecto, hemos evaluado los datos que se presentan en la literatura sobre los principales trastornos asociados con la actividad física y la falta de ésta:

Sorprendentemente, y en contraste con los datos en adultos, la evidencia empírica que soporta la hipótesis de que la actividad física es beneficiosa para la salud en jóvenes es limitada (Boreham & Riddoch 2001; Bar-Or & Rowland 2004; Reilly et al. 2006; Ortega et al. 2008). Aun así, existe un gran interés por los beneficios en la salud que implica la actividad física en jóvenes. (Blair, S.N., Clark, D.G., Cureton, K.J. and Powell 1989), han sugerido 3 principales beneficios de la PA en gente joven (aunque no se ha definido muy bien que cantidades de PA son las adecuadas). Primero, existe una relación directa entre la actividad física y el estado de salud en jóvenes, segundo esta relación se mantiene en la edad adulta y tercero las personas activas en edad infantil y joven suelen mantener un buen nivel de actividad en la edad adulta.

Aunque existen algunas evidencias a este respecto soportando estas tres premisas no existen aún estudios prospectivos que soporten estas hipótesis aún. Una de los principales problemas para estos estudios son las dificultades para medir la actividad física habitual de una manera precisa (Boreham & Riddoch 2001; Eston et al. 2008) y este problema se acentúa más aun en la época infantil y adolescente, cuando las relaciones potenciales entre la actividad y la salud pueden ser confundidas por cambios naturales en la composición corporal y los niveles de hormonas y en una bajada natural en los niveles de actividad (Malina et al. 1995).

---

#### 4.5.1. MÉTODOS AMBULATORIOS PARA LA DETECCIÓN DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

Mediante estas tecnologías se busca por un lado ser capaz de determinar las actividades o posturas que adoptan las personas y por otro lado, determinar el nivel de esfuerzo de esas actividades. Esto nos permitirá estimar el balance energético diario de un ser humano.

Muchas son las técnicas que se han usado en investigación para la detección de la actividad física pero podríamos establecer una primera división principal entre **Métodos Objetivos y Métodos de auto registros o cualitativos**. Dentro de los métodos de auto registros podríamos encontrar: cuestionarios de actividad, diarios de actividad, entrevistas. Las medidas técnicas objetivas incluyen el test del agua doblemente marcada (DLW), la calorimetría indirecta y directa, la monitorización de la frecuencia cardiaca, los podómetros, sensores de movimiento o acelerómetros, el GPS e incluso una combinación de técnicas como veremos más adelante. Diferentes estudios han revisado las diferentes técnicas existentes (Freedson et al. 2005; Corder et al. 2008; Rennie & Wareham 1998; Schutz et al. 2001). Los puntos fuertes, limitaciones, eficacia y validez de los diferentes métodos cuando se usan en niños y adolescentes han sido revisados también por diversos autores (Kohl 3rd et al. 2000; Sirard & Pate 2001; Rowlands et al. 2004; Trost 2001; Freedson et al. 2005).

Vamos a describir brevemente algunas de las diferentes técnicas más usadas:

---

##### 4.5.1.1. OBSERVACIÓN DIRECTA

---

Ha sido probado como un método eficaz para la valuación de la actividad física pero cuya aplicación se ve limitada a estudios concretos donde se realiza una supervisión humana de la actividad física realizada por el sujeto analizado. Sus mayores problemas son el tiempo y recursos humanos necesarios y que la técnica en sí puede interferir con los patrones de actividad normal del sujeto (McClain et al. 2008; Sit et al. 2010) .

---

##### 4.5.1.2. MÉTODOS DE AUTO-REGISTRO

---

Ha sido la técnica más utilizada anteriormente por su bajo coste y su baja carga para el participante. (Sallis & Saelens 2000) concluyeron que existen una serie de auto registros con la validez y eficacia para jóvenes, adultos y población anciana y que se detectaba mayor eficacia si el registro se realizaba por entrevista más que por auto cumplimiento. Estos métodos incluyen los cuestionarios auto-administrados y los basados en entrevista, los registros de actividad y los diarios de actividad (AD), que son posiblemente los más usados en gente joven y adultos y han sido ampliamente usados y revisados (Kriska 1997; Montoye H Saris W, Washburn R n.d.; Sallis 1991; Sallis & Saelens 2000).

Los instrumentos de auto registro, también conocidos como métodos subjetivos porque se basan en las respuestas de los sujetos bajo investigación, son considerados menos precisos cuando se usan en niños que cuando se usan con adultos (Kohl 3rd et al. 2000; James F. Sallis 1999). Esto se debe especialmente a la limitación de los niños para recabar su propia actividad física, lo cual ha sido categorizado como una actividad cognitiva compleja (Baranowski 1988). Se debe considerar también que la naturaleza de la actividad física en los niños es intermitente y caracterizada por cambios rápidos desde situaciones de reposo a PA de intensidad vigorosa (Bailey et al. 1995), lo que hace que estas actividades sean muy

complicadas de cuantificar y de recabar mediante auto registros. Por debajo de 10 años se ha desaconsejado el uso de este tipo de herramientas (Kohl 3rd et al. 2000; Sallis 1991; James F. Sallis 1999).

#### 4.5.1.2.1. DIARIO DE ACTIVIDAD (AD)

Es un instrumento subjetivo, que puede ser usado para evaluar el tiempo gastado realizando actividad física a diferentes intensidades y el consumo asociado a estas actividades; es considerada una de las herramientas subjetivas más importantes (Sirard & Pate 2001). Su uso exige de una cooperación de los sujetos bajo investigación. Se pide a los sujetos que graben sus diferentes actividades físicas y durante el espacio de tiempo que se han realizado.

No se sabe aún bien cuando el AD estima correctamente patrones de actividad, por ejemplo debido al intervalo de tiempo en cada nivel de intensidad. Esto solo podrá ser demostrado investigando esta medida simultáneamente a otras medidas objetivas.

#### 4.5.1.3. ACELERÓMETROS (MONITORES DE ACTIVIDAD)

Desde el 2001, se ha producido un incremento en el número de estudios que utilizan acelerómetros para valorar la actividad física (Rowlands et al. 2007; Freedson et al. 2005). Al igual que la podometría, la acelerometría es una medida objetiva y mide el movimiento en forma directa, lo cual es un factor importante cuando se valora la relación entre salud y actividad física. Críticamente, los acelerómetros también tienen la capacidad de tomar muestras en el tiempo permitiendo la valoración del patrón temporal de actividad así como también la intensidad y la actividad total acumulada. Sin embargo, hay una falta de estandarización respecto de cómo se deberían utilizar los acelerómetros, de que resultados deben utilizarse y como deben interpretarse los mismos. Esto limita la comparación entre los estudios y la acumulación de conocimientos relativos a la actividad física de los niños. Hacia finales del año 2004, los expertos en acelerometría se reunieron en un simposio denominado “Los Objetivos de Monitorear la Actividad Física: Cerrando las Brechas en la Ciencia de la Acelerometría” llevada a cabo en la Universidad de Carolina del Norte, Estados Unidos. La revista científica *Medicine and Science in Sports and Exercise*, subsiguientemente publicó un número especial (Noviembre del 2005) que contenía los artículos presentados en este simposio (Chen & Bassett 2005; Masse et al. 2005; Catellier et al. 2005; Rodriguez et al. 2005; Ward et al. 2005; Troiano 2005; Strath et al. 2005; Welk 2005; Trost et al. 2005; Freedson et al. 2005). Esta colección de artículos provee un excelente y minucioso análisis de la literatura relativa a la acelerometría y las áreas en donde no hay un consenso claro y se requiere de investigación adicional. Algunos de los temas actuales de discusión respecto del uso de la acelerometría se discuten a continuación: elección del acelerómetro, frecuencia de recolección de datos (intervalo de muestreo o momento del muestreo) y traducción de los resultados del acelerómetro en unidades significativas.

Los acelerómetros miden la aceleración en uno o tres planos ortogonales (vertical, medio lateral y anteroposterior). Los acelerómetros uniaxiales son utilizados de manera tal que el eje al que son sensibles se oriente en el plano vertical. Los acelerómetros omnidireccionales son más sensibles en el plano vertical, pero también son sensibles al movimiento en otras direcciones, siendo el resultado una composición de señales (K. Y. Chen & Bassett 2005). En contraste, los acelerómetros triaxiales están compuestos por tres acelerómetros ortogonales y

proveen resultados para cada plano así como también una medida compuesta. Los acelerómetros comercialmente disponibles y más frecuentemente utilizados en la investigación son el acelerómetro uniaxial ActiGraph (ActiGraph, Fort Walton Beach, FL, el cual también ha sido llamado CSA, MTI y WAM), los acelerómetros omnidireccionales Actical (Mini Mitter Co., Inc., Bend OR) y Actiwatch (Mini Mitter Co., Inc., Bend, OR) y el acelerómetro triaxial RT3 (Stayhealthy, Inc., Monrovia, CA) que fue reemplazado por el acelerómetro Tritrac (ver Figura 14).

La evidencia sugiere que los acelerómetros triaxiales pueden proveer una estimación de la actividad física de los niños de mayor validez que los acelerómetros uniaxiales (Eston et al. 1998; Welk 2005). Sin embargo, la diferencia parece ser pequeña y las altas correlaciones entre los resultados obtenidos con acelerómetros triaxiales y uniaxiales indican que ambos proveen información similar (Trost et al. 2005). Evidencias más recientes en adultos y niños indican que la acelerometría uniaxial se estabiliza o incluso comienza a declinar con velocidades de carrera mayores a 10 km/h (Brage et al. 2003). Esto se debe mayormente al dominio de la aceleración horizontal a altas velocidades de carrera, más que a la aceleración vertical. La incorporación de tres vectores en la acelerometría triaxial explica la varianza en la dominancia relativa de los vectores en las diferentes velocidades. La relevancia de esto para la valoración de la actividad física habitual de los niños, en donde son comunes períodos cortos de actividad de alta intensidad (Bailey et al. 1995) todavía debe ser investigada.

La señal proveniente del acelerómetro es integrada en un intervalo de tiempo dado, o período y luego se suma y se guarda. Dependiendo del modelo de acelerómetro, el período de tiempo puede ser tan corto como 1 segundo o tan largo como varios minutos. En el pasado, la mayoría de los estudios establecían el período en 1 minuto, aunque se sabe que esta duración subestima los períodos de actividad de intensidad vigorosa y alta (Eston et al. 2008). Debido a que se ha incrementado la apreciación de la naturaleza esporádica de la actividad física de los niños, los estudios han comenzado a utilizar períodos de medición de 10 segundos (Hasselstrøm et al. 2007). La selección arbitraria de períodos de 1 minuto probablemente se debió en el pasado al tamaño de la memoria de los acelerómetros. Por ejemplo, los acelerómetros ActiGraph (Modelo 7164) y Triaxial RT3 son capaces de recolectar datos en períodos de 1 segundo hasta un máximo de solo nueve horas. Si se requieren los resultados de cada uno de los tres vectores del RT3, así como también la magnitud del vector compuesto, el tiempo de registro se reduce a tres horas. Sin embargo, una versión más reciente del ActiGraph puede recolectar datos en períodos de 1 segundo por casi seis días. Esto hace factible utilizar períodos que van desde 1 a 15 segundos para valorar objetivamente el patrón temporal de actividad física de los niños durante varios días. Se debería señalar que, en la actualidad, solo el acelerómetro RT3 puede ser utilizado en períodos de 1 segundo durante nueve horas a la vez. Se requieren de investigaciones adicionales para determinar si hay una subestimación de los períodos de actividad de alta intensidad, como por ejemplo carreras rápidas, con la acelerometría uniaxial.

Chu et al. (2005) utilizaron acelerometría de alta frecuencia, monitoreando la actividad física con los acelerómetros ActiGraph y RT3, respectivamente, para valorar el patrón de actividad física de los niños. Los patrones de actividad física fueron muy similares a aquellos obtenidos en un previo estudio de observación (Bailey et al., 1995). Además, Chu et al. demostraron que la intensidad de los períodos de actividad física estaban positivamente correlacionados con la aptitud física ( $r > 0.4$ ,  $p < 0.05$ ) y que el intervalo entre los períodos de actividad



estaban positivamente correlacionados con la adiposidad corporal ( $r > 0.6$ ,  $p < 0.01$ ) en 24 niños de nueve años de la ciudad de Hong Kong, China. Sin embargo, la duración de los períodos de actividad física no estuvo correlacionada con la aptitud física o con la adiposidad. Este estudio destaca la potencial importancia del patrón de actividad. Los estudios futuros deberían investigar si los aspectos temporales de los patrones de actividad física pueden explicar la varianza en la salud y la aptitud física además de explicar las variables compuestas (ej., actividad total, duración total de las actividades de intensidad moderada a alta). Por ejemplo, la investigación ha mostrado que el tiempo total acumulado en actividades físicas vigorosas está relacionada con la adiposidad en niños de entre 4-6 años (Janz et al. 2002), 5-11 años (Abbott & Davies 2004), 8-11 años (Brage et al. 2004; Eston et al. 1998; Rowlands et al. 2007) y adolescentes (Gutin et al. 2005). ¿Hasta qué punto es importante la combinación de la frecuencia, intensidad y duración de los períodos de actividad, si la actividad global es la misma?

Los resultados de los acelerómetros son unidades adimensionales comúnmente denominadas “cuentas del acelerómetro”. Estas cuentas son arbitrarias y dependen de las especificaciones de los acelerómetros y por lo tanto no pueden ser comparadas entre los diferentes tipos de acelerómetros (Chen & Bassett 2005). Para darle un significado biológico a estos resultados, estas cuentas han sido calibradas con el gasto energético (Freedson et al. 2005). Como resultado, se han publicado umbrales de cuentas que relacionan diferentes categorías de gasto energético (incluyendo el sedentarismo) para el acelerómetro ActiGraph (Puyau et al. 2002; Trost et al. 2006), Actical (Pfeiffer et al. 2006), Actiwatch (Lopez-alarcon et al. 2004), Tritrac (Cradock et al. 2004) y RT3 (Rowlands et al. 2004) y que permiten a los investigadores calcular la duración de los períodos de actividad física de diferentes intensidades. (Freedson et al. 2005) han realizado una minuciosa discusión acerca del desarrollo de estos umbrales. El número de umbrales disponibles destaca la falta de acuerdo respecto de la interpretación de los resultados de los acelerómetros y destaca un problema actual relativo a la investigación con acelerómetros y la compatibilidad entre los estudios.

Los estudios sobre calibración tienden a tener lugar en laboratorios debido a la dificultad de utilizar una medida de criterio del gasto energético en el campo. Algunos estudios hacen foco en actividades de caminar/carrera (Sallis & Freedson 1997; Trost et al. 1998), mientras que otros estudios incorporan actividades de “juego libre” a la calibración (Eston et al. 1998; Pfeiffer et al. 2006; Puyau et al. 2002). El conocimiento de las actividades utilizadas para determinar puntos de corte es importante ya que las actividades utilizadas para desarrollar el umbral de cuenta del acelerómetro tienen un importante impacto sobre los umbrales desarrollados. Por ejemplo, (Eisenmann et al. 2004) demostraron que la utilización de una ecuación de predicción basada en ejercicios en cinta de ergometría (Trost et al. 1998) para estimar el gasto energético con el acelerómetro ActiGraph subestima el costo energético en actividades tales como caminatas largas a ritmo individual, bowling y baloncesto en niños y niñas de 11 años. Sin embargo, las actividades fueron correctamente clasificadas como de intensidad baja o moderada a nivel grupal de acuerdo con los umbrales basados en actividades estructuradas (Puyau et al. 2002).

A pesar de los aparentes errores al estimar el gasto energético a partir de las cuentas del acelerómetro, estas tienen una correlación que va de moderada a alta con el gasto energético evaluado con un método de referencia y en un amplio rango de actividades. Además, la precisión es entre buena y excelente para la clasificación de la intensidad de una actividad en

las categorías de ligera, moderada o vigorosa. Esto puede ser suficiente para algunas cuestiones de investigación en las que se quiera cuantificar patrones de actividad grupales. Actualmente, la investigación está intentando determinar métodos para analizar los datos de la acelerometría que permitan identificar el modo de actividad física y clasificar la intensidad (Staudenmayer et al. 2009; Crouter et al. 2006; Pober et al. 2006; Rothney et al. 2007). Esto podría no solo mejorar la precisión de la estimación de la intensidad, sino también aumentar el grado de información cualitativa relativa a los patrones de actividad física del que siempre han carecido los acelerómetros.

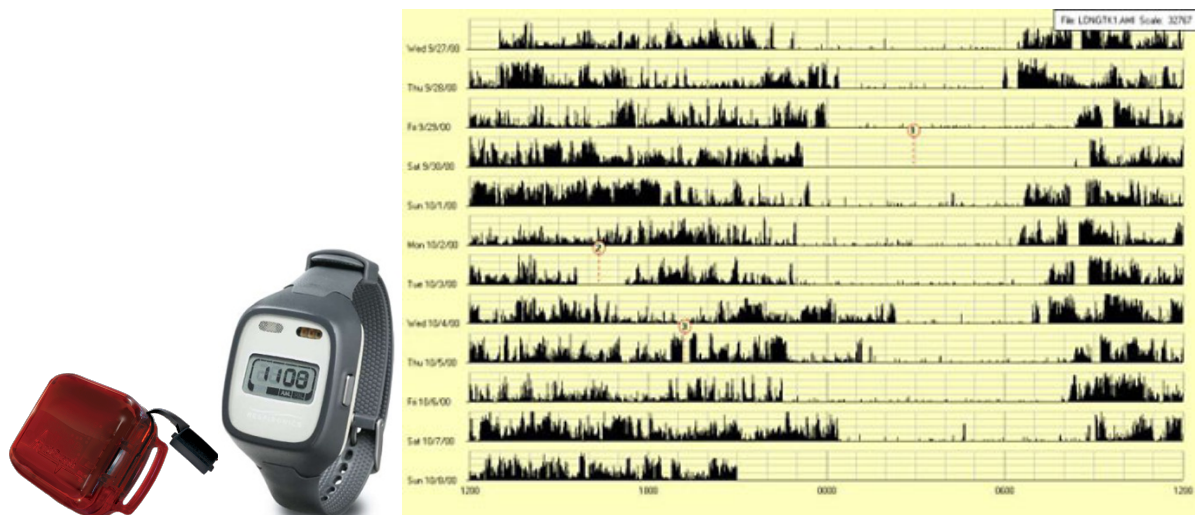


Figura 14 Acelerómetros comerciales (actigraph (izqda.) , actiwatch(dcha.) e informe típico de varios días de actigrafía.

#### 4.5.1.4. MONITORIZACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Este ha sido un método ampliamente usado en la detección de la actividad. La frecuencia cardíaca o pulso cardíaco (HR) provee un indicador directo de la respuesta fisiológica del organismo asociada a la actividad física (3-24). Se puede recoger la frecuencia cardíaca en determinados intervalos (ej. 60 seg, 15 seg, 5 seg) ofreciendo una buena descripción de la intensidad, frecuencia y duración de la actividad física. Sin embargo existe una limitación clara en el hecho de que variaciones en la frecuencia cardíaca pueden no ir asociadas a un aumento del consumo de oxígeno y por tanto del consumo metabólico. (Leger & Thivierge 1988; Melanson & Freedson 1996). Otro problema existente es que la relación consumo de oxígeno-frecuencia cardíaca depende del tipo de ejercicio (Rowlands et al. 1997). Además (Strath et al. 2000) indicaron que hacen falta 2 o 3 minutos de estabilización en un nivel de actividad para que el HR refleje esa intensidad.

La frecuencia cardíaca no es una medida directa de la PA, pero es un marcador del estrés resultante en el sistema cardiopulmonar que deriva en un mayor incremento del consumo de oxígeno y por tanto del consumo energético. El desarrollo de elementos cada vez menos invasivos y más ligeros como es el caso de los tejidos inteligentes (Wilson 2007) , tejidos capaces de recoger la actividad eléctrica del corazón (ver Figura 15) y la aparición de dispositivos electrónicos capaces de almacenar grandes cantidades de datos e incluso de transmitir de una manera inalámbrica esta información con una sensibilidad de aparato clínico (Guixeres et al. 2009).



Figura 15 Dispositivos portátiles de monitorización cardíaca. (izqda: Banda pulsómetro de polar, dcha: camiseta de monitorización cardíaca de la empresa Nuubo).

Esta medida ha sido usada para evaluar la actividad física habitual en niños y adolescentes (Falgairrette et al. 1996; Eston et al. 2008; Livingstone et al. 1992; Treuth et al. 2008), como criterio en validaciones de diarios de actividad (Sallis et al. 1996), para evaluar la actividad física en relación a variables de salud (nivel aeróbico, obesidad, lípidos en sangre, diabetes) (Paterson et al. 1981; Ekelund et al. 2001; Luke et al. 1997; Dirienzo et al. 2007) y como método de monitorización de la intensidad en estudios de intervención con programas de ejercicios planificados (Watts, Beye, Siafarikas, O'Driscoll, et al. 2004; Gutin et al. 1999; Ferguson et al. 1999).

La intensidad de la actividad por medio de la frecuencia cardíaca (HR) se suele expresar de varias maneras diferentes:

- **Valor absoluto de la frecuencia cardíaca (HR)** medida en latidos por minuto.
- **Porcentaje de la frecuencia cardíaca máxima (%HRmax)**, calculando esta frecuencia máxima según diferentes ecuaciones teóricas basada en estudios anteriores (Tanaka et al. 2001).
- **Porcentaje de la frecuencia cardíaca de reserva (%HRreserve)** (Karvonen et al. 1957; Swain et al. 1994).
- **Frecuencia cardíaca relativa a la frecuencia en reposo (HRaS)** (Corder et al. 2007).
- **Porcentaje del consumo de oxígeno de pico** (cuando se estableció una calibración individual de la relación HR vs  $VO_2$ ).

La duración total de una actividad física, como el porcentaje de tiempo por encima de un umbral de HR y el número y longitud de periodos por encima de un determinado umbral, también han sido utilizados por diversos autores (Gilbey & Gilbey 1995; Durant et al. 1993; Winsley et al. 2003). Umbrales de HR absoluto de 140 pulsaciones y 160 pulsaciones por minuto han sido sugeridos como correspondientes a intensidades moderadas y vigorosas (Armstrong et al. 1991).

El porcentaje de HRreserve (%HRreserve), no ha sido tan usado en estudios con niños y adolescentes (Falgairette et al. 1996; Gavarry et al. 1998) pero parece, al menos de estudios en adultos, ser un indicador válido de los diferentes niveles de intensidad en el trabajo aeróbico (Swain & Leutholtz 1997).

Otra aproximación es expresar el HR en relación al HR en reposo (Durant et al. 1993). Esta solución parece que puede corregir las diferencias en edad y nivel de estado físico entre sujetos. Este ajuste se hizo para calcular el PAHR-25, PAHR-50 y PAHR-75, esto es, 1.25, 1.5 y 1.75 veces la frecuencia cardiaca en reposo del sujeto, respectivamente. Estos umbrales son considerados los límites a las intensidades de ligero, moderado y vigoroso respectivamente.

Con el uso de la calibración individual donde la relación entre el HR y el consumo de oxígeno se define para cada individuo se compensan las diferencias interindividuales debidas a la edad, el sexo, la composición corporal y el estado físico (Livingstone et al. 1992; Livingstone 1994). Estos umbrales se han definido como el 50% y el 70% del pico de oxígeno respectivamente ( $VO_2$ peak).

La validez de umbrales absolutos de HR en adolescentes y niños para intensidades moderada y vigorosa no está clara aún. Se hace necesario estudiar si las influencias del sexo, nivel aeróbico y composición corporal afectan a esta relación y por tanto hacen inválidos estos umbrales absolutos.

El método **FLEX HR** (Figura 16), reside en el hecho de que sobre un valor umbral existe una relación lineal entre la frecuencia cardiaca y el consumo de energía (Ceasay et al. 1989; Spurr & Reina 1988). Por debajo de este umbral individual (FLEX HR) la relación es menos precisa y parece no lineal. Así pues el FLEX HR se usa para discriminar entre frecuencias cardíacas en reposo y frecuencias cardíacas en actividad y consecuentemente entre diferentes gastos calóricos (EE). Así pues por debajo del FLEX HR el EE se asocia al consumo energético en reposo medido en posición supina, sentado tranquilo o de pie tranquilo (REE: *resting energy expenditure* o SEE: *sedentary energy expenditure*) y por encima a una ecuación lineal individual que relaciona el HR con el EE. Esta relación se extrae de medidas simultáneas durante actividades de nivel estable (andar, bicicleta estática, jogging). Así pues de este sistema 4 variables se extraen: FLEX HR, pendiente y intercepción de la relación lineal y el REE. Este método ha sido validado en niños y adolescentes normalmente activos (Livingstone et al. 1992) y en niños obesos (Maffeis et al. 1995) y han demostrado su utilidad como herramienta apropiada para estimar medias en grupos de TEE. Sin embargo al método le falta precisión en individuos, con un error del 20 %.

Un aspecto importante de este método es la definición del cálculo del FLEX HR. Originalmente se definió como la media de los más altos valores de HR durante el reposo y

los más bajos durante un ejercicio ligero (Ceesay et al. 1989). Sin embargo, diferentes definiciones del FLEX HR han sido propuestas ((Livingstone et al. 1992), y no se sabe con certeza que definición puede tener un mayor impacto cuando se use con niños y con niños obesos. Otro aspecto es la representatividad de la relación HR-VO<sub>2</sub> calculada en el laboratorio al llevarla a situaciones de vida cotidiana. El número y tipo de actividades de calibración puede condicionar la precisión del método.

Los monitores de frecuencia cardíaca generalmente son configurados para registrar valores de frecuencia cardíaca cada minuto. Sin embargo, tal como lo sugirieran Armstrong y Welsman (2006), para capturar los períodos cortos de actividad característicos de la actividad física de los niños, sería óptimo establecer un intervalo de muestreo menor. Debido a que la respuesta de la frecuencia cardíaca tiende a retrasarse respecto de los cambios en el movimiento (Rowlands et al., 1997) y debido a que hay una rápida transición entre las actividades asociadas con el comportamiento de los niños (Bailey et al., 1995) es improbable que la respuesta de la frecuencia cardíaca pueda proveer una imagen comprensiva del patrón temporal de actividad física característico de los niños.

A pesar de las limitaciones previamente mencionadas, el registro de la frecuencia cardíaca ha provisto una estimación válida y confiable de la actividad física de los niños, particularmente durante períodos sostenidos de actividad de intensidad moderada a alta, y la gran cantidad de datos recolectados ha provisto a los investigadores, en los pasados veinte años, de un mayor conocimiento de la naturaleza de la actividad física de los niños.

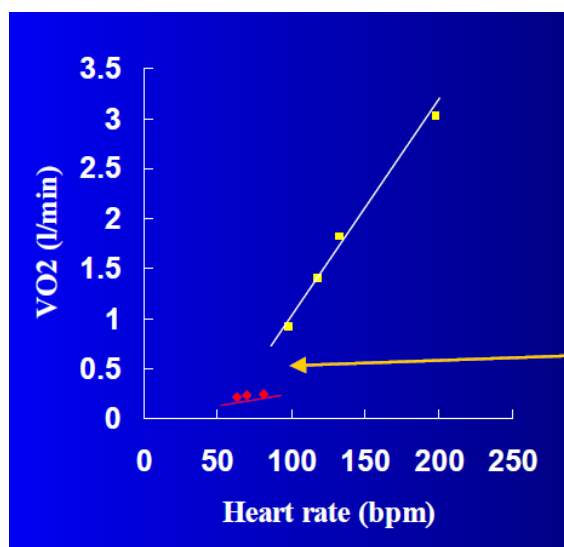


Figura 16 Método flex HR.

#### 4.5.1.5. MODELOS COMBINADOS HR -ACC

Otro aspecto interesante es la combinación que se ha hecho del HR y el ACC para obtener modelos mejores y más ajustados en este aspecto. Existen trabajos hasta la fecha realizados en población infantil (Corder et al. 2005; Plasqui & Westerterp 2005; Treuth et al. 2008; Brage et al. 2004) aunque quizás debería discutirse el poder realizar modelos combinados de estas señales aplicados a poblaciones más específicas (obesidad, diabetes, daño cerebral...).

#### 4.5.2. METODOS DE REFERENCIA PARA LA DETECCIÓN DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

A la hora de validar cada una de estas tecnologías descritas en el punto anterior se hace necesario el contar con referencias de medida que nos permitan obtener de una manera eficaz la intensidad y el consumo energético asociado a la actividad física que queremos estudiar. Se describen pues a continuación los métodos más usados para validar el consumo metabólico y la intensidad de la actividad física en seres humanos:

##### 4.5.2.1. MÉTODO DEL AGUA DOBLEMENTE MARCADA

El método del agua doblemente marcada  $2\text{H}_2^{18}\text{O}_2$  es un importante desarrollo en la evaluación del gasto energético, ya que es muy preciso y puede ser usado durante largos periodos (10 a 30 días). Puede ser aplicado en situaciones cotidianas con una interferencia mínima en la vida.

El método es actualmente considerado el “patrón de oro” para estimar la medición del gasto energético diario. En esencia el método emplea al organismo como una “unidad metabólica”, se suministra agua doblemente marcada ( $2\text{H}_2^{18}\text{O}_2$ ) usando como trazadores isótopos estables. Los isótopos son formas distintas de un elemento químico que se diferencian en el número de neutrones, por lo tanto tienen distinta masa atómica, y mantienen mismas propiedades químicas. Los isótopos estables son aquellos que no se descomponen con el tiempo, y al no poseer radioactividad mensurable, no revisten peligro para su utilización en seres humanos, entre ellos se incluyen los isótopos de hidrógeno, oxígeno, nitrógeno, carbono y azufre.

La técnica consiste en administrar oralmente agua marcada y determinar al cabo de un tiempo la eliminación diferencial de los isótopos deuterio y oxígeno del agua corporal del organismo. Aproximadamente del 5 al 20% de estos trazadores se pierde diariamente (Figura 17).

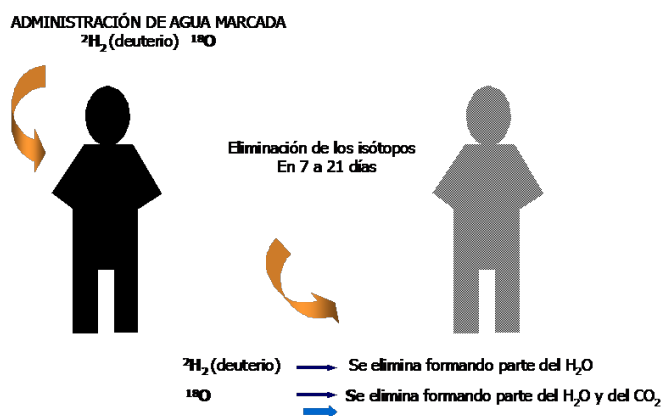


Figura 17 Esquema método dlw

La diferencia entre estas tasas de eliminación permite calcular la cantidad de dióxido de carbono producido y de esta manera conocer el gasto energético aplicando las ecuaciones estándares de calorimetría indirecta. La determinación de las curvas, requiere un mínimo de dos muestras posteriores a la ingestión del agua marcada, sobre un período de varios días a varias semanas, dependiendo de la edad del sujeto y del nivel de consumo de agua.

Este método ofrece varias ventajas, en principio no es necesario medir el dióxido de carbono expirado sino simplemente recoger periódicamente una muestra de orina o algún otro fluido (saliva, plasma) para determinar la cantidad de isótopos que se eliminan. Por otro lado, permite que la persona realice sus actividades diarias sin necesidad de modificarlas. En los últimos años los avances en la aplicación de este método, sumado a la mayor accesibilidad en su coste han hecho posible que pueda aplicarse en muestras de mayor número de sujetos y se ha podido estimar el gasto energético en situaciones tan particulares como en vuelos espaciales, en alpinistas a más de 6000 metros, en carreras de shore y durante el entrenamiento militar en condiciones climáticas extremas.

#### 4.5.2.2. CALORIMETRÍA INDIRECTA

La calorimetría indirecta (CI) es una técnica que apoyándose en la medida del intercambio ventilatorio que se produce en el ser humano obtiene la siguiente información referida al consumo energético; en otros aspectos como en las pruebas CPET aporta también valores de la capacidad aeróbica y ventilatoria del sujeto :

- La medida del gasto energético minuto a minuto, ya sea para medir el consumo debido a la realización de actividad física AEE o por el gasto energético en reposo, el REE.
- La medida de la utilización del sustrato, reflejado en el cociente respiratorio (respiratory quotient: RQ), cuando se obtienen mediciones concomitantes del nitrógeno urinario.

##### 4.5.2.2.1. EQUIPOS DE MEDIDAS METABOLICA POR CALORIMETRÍA INDIRECTA

Los equipos metabólicos o calorímetros (llamados “metabolic carts” o “calorimeters”) son unos dispositivos que integran la medición del flujo de aire que se produce en la ventilación de un ser humano y miden también las concentraciones fraccionales que exhalamos de oxígeno y dióxido de carbono, digitalizando y presentando toda esta información en un formato digital para su procesamiento y almacenamiento. Gracias a esta tecnología se pueden realizar las evaluaciones cardiorrespiratorias y metabólicas que se han comentado en este documento.

Existen dos tipos de dispositivos basados en dos conceptos diferentes a la hora de realizar la medida. En los llamados sistemas de circuito cerrado (“*mixing chamber systems*”), el aire es mezclado en una cámara donde se analizan sus concentraciones y el flujo se mide por medio de una turbina. El método más común de estos sistemas es la llamada “Douglas bag”, una bolsa donde se almacena el aire espirado que es muestreado para analizar sus concentraciones posteriormente. A diferencia del método de circuito cerrado en el que los valores son promediados durante un número de respiraciones, existe otro sistema más preciso aún que son los llamados sistemas de circuito abierto (“*breath by breath systems*”), esto se consigue muestreando la señal del flujo del aire y de las concentraciones de gases a una frecuencia elevada (100 Hz) con transductores precisos y de respuesta rápida para posteriormente integrar estas señales para obtener los valores por cada respiración. Este método provee por tanto una mayor densidad de datos y una mayor variabilidad que el anterior método por lo que se aconseja el acompañar estas medidas de métodos de suavizado de la señal (Hoffman et al. 1993; Hodges et al. 2005; Carter et al. 2002).





## 5. Justificación y objetivos

## 5. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

---

El principal interés de esta tesis se ha centrado en caracterizar la respuesta en reposo y en esfuerzo del niño obeso, especialmente desde un punto de vista fisiológico (centrándose en dos señales especialmente, el consumo metabólico del niño y su respuesta cardiorrespiratoria).

Para ello se implementaron tres acciones claras:

- Desarrollo de una capa de sensorización e instrumentación necesaria para captar esta información
- Realización de una serie de estudios que nos permitan confrontar estas medidas
- Análisis mediante técnicas matemáticas y de procesamiento de la señal de la información recabada.

Todos los estudios han sido realizados en población obesa bajo tratamiento clínico y en población normopeso. Ello ha permitido detectar las diferencias entre ambos grupos al comparar sus respuestas, detectando posibles alteraciones y estudiando la causa o el origen que ha podido llevar a estas alteraciones.

Todo ello con un fin prioritario, que es el de aplicar tratamientos clínicos mucho más personalizados. Para realizar estas categorizaciones una serie de índices o modelos que permitan clasificar diferentes perfiles de paciente deben ser desarrollados para establecer el contexto terapéutico en el que aplicar el tratamiento más efectivo posible.

Un aspecto importante en el que se basa el interés de esta tesis es el de identificar variables que determinen el nivel de salud de la población de estudio. Maffei et al (1997), establecieron una relación entre el tiempo en actividad sedentaria en niños de 9 años y el nivel de adiposidad. Esto indica la importancia de detectar estos niveles de intensidad de actividad física en los niños bajo tratamiento para estudiar estas relaciones. Para ello es necesario avanzar en las mejores técnicas de extracción de modelos con la mayor precisión posible.

Aspecto también de mención especial en esta Tesis es el del estudio de la variabilidad cardíaca dentro de la respuesta cardiorrespiratoria analizada, campo de gran interés en la comunidad científica pero donde, en referencia a la obesidad infantil no queda claro por los estudios realizados hasta la fecha si existen relaciones claras entre el sistema autónomo y la obesidad infantil. Estudiar las posibles alteraciones del sistema autónomo debido a la obesidad ha sido uno de los objetivos de este proyecto, Es por ello objetivo de esta Tesis mejorar en el conocimiento de la Variabilidad Cardíaca y su relación con la Obesidad Infantil. Para ello, se han realizado mediciones de estos parámetros en situaciones de reposo y tras ejercicio físico. El análisis de la variabilidad cardíaca puede conllevar la determinación de nuevos marcadores útiles en la evaluación del niño obeso que ayuden a enfocar de una manera más efectiva el tratamiento clínico.

Respecto al campo de la actividad física y el sedentarismo, se necesitan nuevos métodos precisos centrados en esta población con una etiología específica y que ayuden al clínico a responder a una serie de preguntas cuando el fenómeno de la actividad física se incorpore en programas de intervención en el tratamiento de la obesidad:

- ¿está el niño obeso lo suficientemente activo?
- Si no es activo, ¿cuál es la causa que motiva esta hipo actividad?
- ¿cuál es el nivel físico del niño obeso?
- ¿puede el ejercicio tener un valor diagnóstico en el niño obeso?
- ¿puede el ejercicio beneficiar la salud y el bienestar del niño obeso, podemos cuantificar esta mejoría?
- ¿o puede el ejercicio ser un detrimento en el niño obeso?

Para encontrar respuesta a estas preguntas, y según lo que se ha comentado en puntos anteriores existen una serie de razones, que justifican la investigación de la *mejora de métodos y técnicas ambulatorias y clínicas para la evaluación de la actividad física, del metabolismo basal y de la respuesta cardiaca en reposo y esfuerzo en población obesa infantil y joven* (además de la adulta).

Es por ello que:

El **objetivo general de este trabajo** es tratar de mejorar y avanzar en el conocimiento que permita proponer nuevos métodos para estimar patrones de actividad física del niño obeso en situaciones ambulatorias y estudiar su respuesta metabólica y cardiorrespiratoria en situaciones de reposo y de esfuerzo con el fin de generar marcadores que ayuden a caracterizarlo mejor permitiendo con ello aumentar la eficacia del tratamiento aplicado y el desarrollo de nuevos programas de intervención de actividad física más efectivos.

Los **objetivos específicos de este trabajo** tratarán de responder una serie de cuestiones que a priori se plantean, todas ellas encaminadas a mejorar la prevención y el tratamiento de la obesidad infantil. Para ello se han planteado una serie de estudios para tratar de cumplir con los objetivos específicos planteados en esta Tesis:

*Estudio A: Estudio del metabolismo basal en niños obesos clínicos y niños normopeso*

1. *¿Existen diferencias en el metabolismo basal entre el niño obeso y el niño normopeso?*
2. *¿Existen diferencias entre las medidas del metabolismo basal de los modelos teóricos y las medidas realizadas por calorimetría?*
3. *¿Es interesante por tanto, el realizar esta prueba de metabolismo basal en situaciones clínicas?*
4. *¿Existen alteraciones en el sistema autónomo del niño obeso frente al niño normopeso en situaciones de reposo?*
5. *¿Si así fuera que parámetros o técnicas de la variabilidad cardiaca son las más indicadas para estudiar estas alteraciones?*
6. *¿Se han encontrado relaciones significativas entre el metabolismo basal del niño obeso y ciertas variables de composición corporal, fisiológicas o analíticas?*

7. *¿Que parámetros ayudarían a caracterizar una prueba de metabolismo basal clínica en un hospital en un tratamiento de obesidad infantil?*

Estudio B: Estudio para la validación y ajuste de nuevos modelos en la estimación del consumo metabólico en niños obesos

8. *¿Qué tipo de señales continuas son las adecuadas a monitorizar para estimar el consumo metabólico y/o la actividad física del niño obeso en condiciones de esfuerzo y reposo?*
9. *¿Qué diferencias existen en la respuesta metabólica y fisiológica del niño obeso frente al niño normopeso en una situación de esfuerzo y en una situación sedentaria o basal?*
10. *¿Cuál es la población adecuada de la que extraer los modelos de estimación metabólica, una población normal o una población específica obesa?*
11. *¿Qué tipo de variables metabólicas son las adecuadas para estimar en los modelos que se extraigan?*
12. *¿Es mejor trabajar con unidades metabólicas ponderadas por el metabolismo basal de cada paciente?*
13. *¿Qué tipo de técnicas de identificación de modelos son las más adecuadas y las que producen mejores resultados a la hora de estimar el consumo metabólico en niños obesos?*

Estudio C: Estudio de la variabilidad cardiaca durante una prueba de esfuerzo en niños obesos clínicos y niños normopeso

14. *¿Qué consideraciones se deben tener en cuenta para la realización de pruebas de esfuerzo en niños obesos en el futuro?*
15. *¿Existen diferencias en la respuesta fisiológica del niño obeso al esfuerzo?*
16. *¿Cuáles son los mejores métodos y parámetros para cuantificar las alteraciones en el sistema autónomo del niño obeso durante el esfuerzo y en la recuperación si es que existen?*
17. *¿Que tipo de alteraciones o diferencias se registraron durante el esfuerzo y la recuperación en la variabilidad cardiaca entre el grupo obeso y el normopeso?*
18. *¿Existen diferencias significativas en el sistema autónomo en reposo antes y después de una prueba de esfuerzo, y entre un grupo obeso y normopeso?*

19. *¿De qué manera podemos determinar la intensidad relativa de la actividad física del niño obeso?*
20. *¿Existen diferencias en la recuperación de la frecuencia cardíaca y la respuesta ventilatoria tras el esfuerzo máximo entre el niño normopeso y el niño obeso?*
21. *¿Podrían existir parámetros más ecológicos que ayudaran a caracterizar una prueba de esfuerzo clínica en un hospital en un tratamiento obesidad infantil?*
22. *¿Sería posible realizar esta caracterización en ambos estudios (metabolismo basal y prueba de esfuerzo) contando solo con un equipo de ECG continuo como el TIPS shirt?*

Dentro de los objetivos específicos del trabajo se encuentra también el explicar detalladamente el desarrollo que se realizó respecto a la plataforma sensorial para monitorizar las señales que permitieron realizar estos estudios y se contextualizará el cómo se llegó a este desarrollo (utilidad dentro de ETIOBE, las necesidades, los intereses) y se describirá sin entrar en gran detalle la plataforma desarrollada por el doctorando.





## 6. Materiales y métodos

## 6. MATERIALES Y MÉTODOS

---

A continuación se van a detallar los materiales y métodos empleados en la tesis. Primero se describirán los tres estudios que se presentan en la tesis. Un primer estudio para analizar la respuesta del metabolismo basal y la variabilidad cardiaca en reposo, el segundo estudio para la generación de nuevos modelos que permitan estimar el consumo calórico en obesos especialmente durante pruebas de esfuerzo y el tercer estudio para analizar el efecto en la variabilidad cardiaca de una prueba de esfuerzo y comparar la respuesta entre la población obesa y la población normopeso.

En segundo lugar se describirá la plataforma de monitorización TIPS, desarrollada por el doctorando y con la que se obtuvieron y procesaron la mayoría de las señales en los estudios de la tesis. Se incluirán datos de un estudio de validación de la plataforma que se realizó en el laboratorio.

Por último se describirán las técnicas de procesamiento de la señal y cálculos matemáticos realizados en los estudios así como las técnicas estadísticas empleadas.

### 6.1. DESCRIPCIÓN DE LOS ESTUDIOS REALIZADOS

---

A continuación y como se ha comentado anteriormente se van a describir los estudios que se presentan en la tesis y en los que se basará el capítulo de los resultados.

#### 6.1.1. ESTUDIO PARA LA VALIDACIÓN DE MODELOS DE ESTIMACIÓN DEL METABOLISMO BASAL EN NIÑOS OBESOS CLÍNICOS Y NIÑOS NORMOPESO (ESTUDIO A)

---

La motivación de este estudio (al que se llamará Estudio A) parte de la intención de realizar un estudio del metabolismo basal en dos poblaciones bien diferenciadas: pacientes obesos del Hospital General Universitario de Valencia y estudiantes de un colegio público con una condición de normo peso. El estudio se realizó en dos escenarios, el hospital y la escuela. En el hospital se utilizó la sala preparada para este tipo de medidas y en el colegio se prestó al investigador una sala para que pudieran realizar las medidas (Figura 18).

##### 6.1.1.1. MUESTRA SELECCIONADA

---

El Estudio se realizó en el Colegio Max AUB de Valencia (n=27 niños) y en el Hospital General Universitario de Valencia (n=29). El grado de obesidad fue diagnosticado cuando el IMC (peso en kg dividido por la altura en cm cuadrados) excedió el percentil 97 para su edad y sexo. El grado de obesidad fue calculado usando el método LMS de Cole que normaliza el IMC y su distribución, expresando el IMC como un marcador de desviación estándar. Los datos de referencia fueron los de la Organización Mundial de la Salud de 2007 (World Health Organization 2007).

Ninguno de los sujetos estaba tomando ninguna medicación ni manifestaban síntomas de patología clínica. En todos los casos, se obtuvo de los padres y de los participantes un



consentimiento informado antes de la prueba. El estudio fue aprobado por el comité de ética del Consorcio del Hospital General Universitario de Valencia.

### 6.1.1.2. PROTOCOLO EMPLEADO

Durante la fase de medida del metabolismo basal, la luz de la habitación se redujo y se puso una música relajante. El niño fue medido durante 15 minutos en posición supina y con los ojos cerrados intentando adoptar un estado lo más cercano posible a la situación de fase inicial de sueño. El metabolismo basal se midió con el equipo de calorimetría indirecta (FITMATE). Para el análisis de la respuesta cardiaca se colocó al niño la camiseta TIPS shirt. El TIPS fue sincronizado con el FITMATE. El consumo basal de oxígeno en reposo fue calculado como la media del consumo de oxígeno durante los últimos 4 minutos de esta fase; la frecuencia cardiaca en reposo (HR<sub>rest</sub>) fue determinada como la media de los valores de HR durante los últimos 4 minutos. La energía consumida en reposo (RMR) se calculó a través del consumo de oxígeno, tomando un cociente respiratorio fijo de 0.85 (RQ: relación entre el consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono), estimando los gramos de nitrógeno en orina y aplicando la ecuación modificada de Weir (ver Ecuación 5).

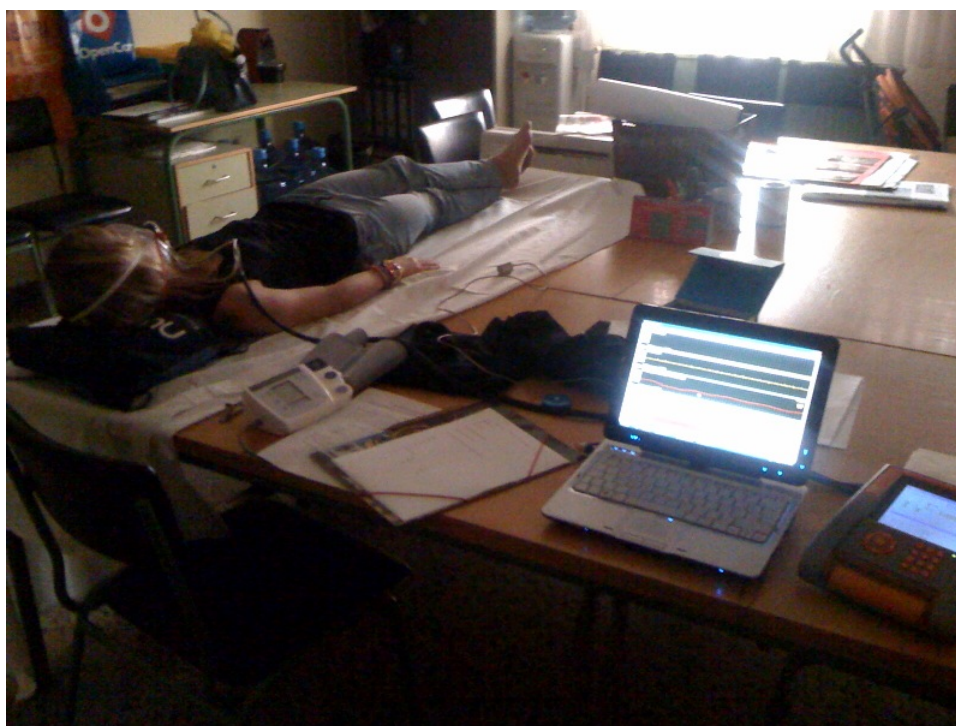


Figura 18 Medición del metabolismo basal

Tabla 1 Protocolo estudio A

Fase	Actividad	Descripción	Duración (minutos)
Fase Inicial	Tanita & Medidas Antropométricas	Se mide altura , peso , cintura y composición corporal.	5
	Medidas de Presión Arterial	Se realizan tres medidas.	5
	Cuestionarios preliminares	Se realizan en una mesa.	5

		separada de la zona de medidas.	
Fase de medición Basal	Midiendo el RMR	Paciente está tumbado mientras el calorímetro indirecto mide el RMR.	15
Fase Final	Medidas de Presión Arterial	Se realizan tres medidas.	5

### 6.1.2. ESTUDIO PARA LA VALIDACIÓN DE MODELOS DE ESTIMACIÓN DEL CONSUMO METABÓLICO Y ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE UNA PRUEBA DE ESFUERZO EN NIÑOS OBESOS CLÍNICOS Y NIÑOS NORMOPESO (ESTUDIO B Y C)

La motivación de estos estudios (a los que se llamarán Estudio B y Estudio C) parten de:

1. En el Estudio B la motivación de este estudio parte con la intención de validar los modelos de estimación del consumo metabólico en niños bajo tratamiento clínico. Para ello se procedió a realizar un estudio en el Consorcio del Hospital General Universitario de Valencia.
2. En el Estudio C la motivación de este estudio parte de la intención de realizar un estudio comparativo de la variabilidad cardiaca en diferentes condiciones (reposo, esfuerzo y recuperación) y en dos poblaciones bien diferenciadas (pacientes obesos del Hospital General Universitario de Valencia) y participantes voluntarios con una condición normo peso. El estudio se realizó en el Hospital General Universitario.

Durante la tesis se realizaron más de 100 pruebas de esfuerzo, con medición de una fase anterior de reposo, una prueba de esfuerzo incremental y una fase posterior de recuperación. Estas pruebas se realizarán con pacientes control con un índice de masa corporal normal y con un grupo de pacientes bajo tratamiento seleccionados en el grupo de pediatría al cargo de la Dra. Empar Lurbe.

#### 6.1.2.1. MUESTRA SELECCIONADA

Sesenta niños obesos de ambos sexos, con edades comprendidas entre 9 y 13 años, fueron seleccionados dentro de la población bajo tratamiento de la Unidad de Riesgo cardiovascular y Nefrología Pediátrica del Consorcio del Hospital General Universitario de Valencia. Pacientes con síndromes de obesidad secundarios y/o con enfermedades agudas fueron excluidos del estudio. El grado de Obesidad fue diagnosticado cuando el IMC (peso en kg dividido por la altura en cm cuadrados) excedió el percentil 97 para su edad y sexo. El grado de obesidad fue calculado usando el método LMS de Cole que normaliza el IMC, y su distribución, expresando el IMC como un marcador de desviación estándar (World Health Organization 2007). Además de estos niños se reclutó a cuarenta niños normopeso como grupo de control.

Ninguno de los sujetos estaba tomando ninguna medicación ni manifestaban síntomas de patología clínica. En todos los casos, se obtuvo de los padres y de los participantes un

consentimiento informado antes de la prueba. El estudio fue aprobado por el comité de ética del Consorcio del Hospital General Universitario de Valencia.

### 6.1.2.2. PROTOCOLO EMPLEADO

Los niños y sus acompañantes fueron recibidos por un pediatra en la fecha establecida. Después de unas medidas iniciales, los miembros del personal acompañaron al participante al laboratorio de investigación de la actividad física donde el experimento fue llevado a cabo.

Durante la prueba se establecieron marcas en el software desarrollado para establecer puntos de corte en las diferentes fases que permitieran analizar las señales por separado y divididas en fases. Las medidas de presión arterial se tomaron antes de comenzar la prueba, antes de comenzar la prueba de esfuerzo, justo después de finalizar la prueba de esfuerzo y al final de la fase de recuperación.

Los niños llevaban colocados la plataforma biomédica TIPS (ver página 6-79) y un equipo de calorimetría indirecta. Mientras el ingeniero biomédico explicaba el protocolo, el niño permanecía sentado acostumbrándose al aparataje que llevaba colocado. Las actividades seleccionadas fueron elegidas para representar diferentes niveles de intensidad de actividad física, desde una situación de reposo, un ejercicio de esfuerzo y una fase de recuperación del esfuerzo. El protocolo se puede ver en la Tabla 2.

#### 6.1.2.2.1. FASE DE ACTIVIDAD EN REPOSO

El niño permaneció sentado durante esta fase con el mismo aparataje de la fase anterior conectado. La duración de esta fase fue de 5 a 10 minutos. Durante esos minutos el niño permaneció sentado en una silla en posición relajada y tranquila sin hablar .

#### 6.1.2.2.2. FASE DE ESFUERZO FÍSICO (PROTOCOLO DE BALKE MODIFICADO)

Para medir la respuesta a la actividad física se usó un protocolo estandarizado clínicamente para pruebas de esfuerzo en una cinta de correr. El protocolo empleado fue una modificación del test de Balke (Marinov et al. 2003). La elección de este protocolo fue debida a ser un protocolo pensado especialmente para gente con limitaciones físicas o problemas de movilidad (obesos, enfermos cardiacos, ancianos), lo que aseguraba la correcta realización por todos los participantes. Antes de comenzar esta fase, se explicó a los niños como moverse en la cinta de correr y se probó la velocidad a la que iban a ejercitarse (en el protocolo de Balke existe una única velocidad). Esto se hizo con la intención de que el niño se familiarizara con la cinta de correr antes de empezar la prueba. El consumo de oxígeno, la respuesta fisiológica y el movimiento del niño fueron recogidos durante toda la prueba usando el mismo equipamiento y procedimientos descritos anteriormente. El protocolo de Balke modificado consistía en andar a una velocidad fija de 5.3 km/h (3 Mph). La pendiente de la cinta se iba aumentando gradualmente a un ritmo de un 1% de elevación más por minuto de prueba comenzando con un 2% en el primer minuto hasta un límite del 15% ; la mayoría de cintas comerciales del mercado llegan como límite hasta esta pendiente, teniendo en cuante esta limitación nos asegurábamos que nuestra prueba podrá ser repetida con cualquier cinta del mercado de características standard. Si el sujeto alcanzaba ese límite (sobretudo en el caso del grupo control), entonces la velocidad si se incrementaba a un ratio de 0.3 km/h cada minuto hasta que alcanzaba una velocidad límite de 6.2 km/h (se eligió

como límite esta velocidad puesto que a partir de esta velocidad ya se hace difícil mantener una situación de paseo en niños de esta edad y ya se requeriría el pasar a una situación de carrera lo que desvirtuaría la prueba, por esto se limitó a esta velocidad). Así pues llegados a este punto y si el paciente no hubiera cumplido ninguna de las condiciones de fin de la prueba tanto la pendiente (15%) como la velocidad (6.2 km/h) permanecerían constantes hasta que se diera la condición de parada. Teniendo en cuenta el carácter de prueba de esfuerzo del experimento la prueba se daría por finalizada si se cumplieran algunas de estas condiciones:

- La frecuencia cardíaca alcanzará instantáneamente el 90% de la frecuencia cardíaca máxima según la edad del paciente según la ecuación de Tanaka ( $211 - 0.8 * \text{edad}$ : (Tanaka, Monahan et al. 2001).
- Durante 3 minutos la frecuencia se mantenía por encima del 80% de la frecuencia cardíaca máxima calculada según el punto a.
- Si el paciente sentía cualquier dolor que le obligará a parar (mareo, calambres musculares, dolor en el pecho..).

El protocolo empleado se demostró como un éxito puesto todos los niños excepto uno completaron la prueba hasta llegar a la condición a o b. De ellos solo 7 niños alcanzaron el máximo régimen de velocidad y la mayor pendiente; 3 niños llegaron también a la máxima pendiente y solo 10 niños completaron menos de 10 minutos del protocolo. El pico de oxígeno consumido ( $VO_{2\text{peak}}$ ) fue calculado como el mayor valor de consumo de oxígeno durante la prueba. Como muchos niños no alcanzaron un verdadero estado de meseta “true plateau” en el consumo de oxígeno debido al test incremental, el término  $VO_{2\text{peak}}$  fue usado en esta prueba en vez del valor de  $VO_{2\text{max}}$  (Rowland et al. 1996).

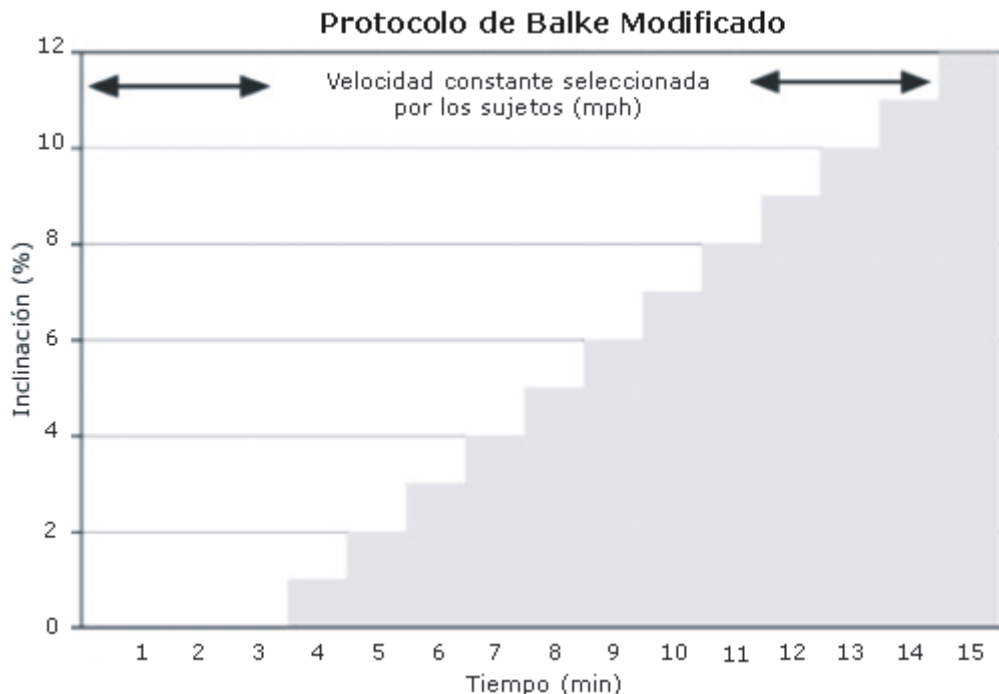


Figura 19 protocolo de esfuerzo de balke

Tabla 2 Protocolo estudio C

Fase	Actividad	Descripción	Duración (minutos)
Fase Inicial	Tanita & Medidas Antropométricas.	Se mide altura , peso , cintura y composición corporal.	5
	Medidas de Presión Arterial.	Se realizan tres medidas.	5
	Cuestionarios preliminares.	Se realizan en una mesa separada de la zona de medidas.	5
Fase sedentaria	Sentado en reposo.	Paciente sentado en una silla.	5
	Medidas de Presión Arterial.	Se realizan tres medidas.	5
Fase de esfuerzo	Protocolo de Balke modif.	Velocidad constante de 5.3 km/h mientras que la inclinación varía desde el 2%. Si el paciente llega hasta el 15 % la velocidad se aumenta 0.3 km/h cada minuto hasta llegar a 6.2 km/h que es el punto límite.	Hasta nivel exhausto y/o nivel de 85%HRmax instantáneo o y/o se mantiene 75%HRmax durante 3 minutos.
	Medidas de Presión Arterial.	Se realizan tres medidas	5
Fase recuperación	Sentado respondiendo cuestionarios.	Sentado respondiendo cuestionarios con la ayuda del psicólogo.	Hasta el 50% HRmax (mínimo 10 min).
	Medidas de Presión Arterial.	Se realizan tres medidas.	5

### 6.1.2.2.3. FASE DE RECUPERACIÓN

Después de la prueba aeróbica, el niño permaneció sentado en una fase de recuperación hasta que como mínimo se alcanzó el 50% de su frecuencia cardiaca máxima calculada anteriormente. Durante esta fase se siguieron tomando las medidas finales con el TIPS, el Fitmate, el pulsioxímetro y medidas de presión arterial (explicadas anteriormente). Durante esta fase el niño respondió a unos cuestionarios con la ayuda del psicólogo. A partir de haber alcanzado esa condición de parada y en el momento que se estimó oportuno todos los sensores fueron quitados y preparados para la siguiente medición. El niño y su acompañante fueron llevados a la consulta del pediatra para hablar sobre los resultados preliminares y sobre otras cuestiones del tratamiento.



Figura 20 Niños completando el estudio (izquierda: fase de esfuerzo, derecha tomando presión arterial).

### 6.1.3. INSTRUMENTOS Y MEDIDAS

Se describen los instrumentos utilizados en los estudios, no todos los instrumentos han sido empleados en todas las pruebas; en cada una de ellas se ha citado brevemente los instrumentos empleados. Estos resultados se remarcarán en el capítulo siguiente.

#### 6.1.3.1. MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

El peso corporal fue obtenido con una resolución de 0,1 kg usando una balanza estándar con los sujetos llevando ropa interior ligera y sin zapatos. La altura fue medida con una resolución de 0,5 cm usando un medidor de pared estándar de altura. La composición corporal fue obtenida usando un equipo de bioimpedancia estándar (Tanita TBF 410 MA Body Composition Analyzer) (Jebb et al. 2000). La cintura y la cadera fueron tomadas usando una cinta métrica estandar incluyendo la ropa. El IMC fue calculado usando su ecuación estandar (el peso del individuo en kg dividido el cuadrado de su estatura en cm).

#### 6.1.3.2. MEDIDAS DE PRESIÓN ARTERIAL

La presión arterial fue medida usando un esfigmomanómetro clínicamente validado (Omron HEM-907, Stergiou, Yiannes et al. 2006). Las medidas se realizaron con el niño sentado en un lugar tranquilo con su brazo no dominante apoyado en una superficie firme y con un manguito acorde a las dimensiones del brazo. Cada medición durante el protocolo se realizó en series de tres medidas separadas un minuto. Se calcularon y almacenaron junto a las mediciones los valores máximos, mínimos, medios de las medidas y las diferencias entre fases (Riopel et al. 1979).

#### 6.1.3.3. MEDIDAS DE PULSIOXIMETRÍA

Durante el estudio A se hizo uso de un pulsioxímetro portable (Nonin WristOx 3100, Nigro, Aimaretti et al. 2009) que fue colocado en la muñeca del paciente. El sensor fue colocado en



el dedo índice de la mano contraria a su mano de escritura. El sensor elegido era un sensor flexible adhesivo que no molestaba al niño durante la prueba. El pulsioxímetro midió el nivel de saturación de oxígeno (error  $\pm 0.01\%$ ) y la frecuencia cardíaca (error  $\pm 3\%$ ) durante toda la prueba de una manera instantánea. Los datos fueron descargados en el PC con una aplicación software proporcionada por el fabricante.

#### 6.1.3.4. MEDIDAS DE CALORIMETRÍA INDIRECTA

---

El Fitmate PRO (Cosmed, Roma, Italia) es un analizador metabólico de reducidas dimensiones (20 x 24 cm) diseñado para medir el consumo de oxígeno y la energía consumida durante el reposo y el ejercicio basándose en mediciones respiración a respiración “breath-by-breath” (Nieman, LaSasso et al. 2007). Usa una turbina con medición de flujo para medir la ventilación, una célula galvánica como sensor de oxígeno para analizar la fracción de oxígeno en los gases espirados e incorpora una nueva tecnología de muestreo patentada que permite al Fitmate mantener el rendimiento de un equipo de calorimetría con cámara de intercambio de gases. El sensor consiste en dos tipos de máscara (según sea la medida de metabolismo basal o de capacidad aeróbica colocada en la boca y nariz del paciente) y conectada al módulo de medición del equipo mediante un cable. Toda la información recogida se descargó mediante el software proporcionado por el fabricante y se sincronizó con los valores obtenidos por el TIPS y el pulsioxímetro. El equipo aporta medidas de ventilación pulmonar (consumo de oxígeno, consumo de oxígeno ponderado en peso, ventilación total, fracción de oxígeno espirada), frecuencia respiratoria así como la frecuencia cardíaca mediante una banda cardíaca de la marca Polar que se comunica inalámbricamente con el sistema. Las señales que se pueden descargar para su análisis se presentan por filas para cada una de las espiraciones del paciente.

#### 6.1.3.5. CUESTIONARIOS PSICOLÓGICOS

---

Cuestionarios sobre el esfuerzo percibido (Borg, 1982), los hábitos de actividad física (“3-Day Physical Activity Recall” Lee and Trost 2005) y la ergonomía y aceptación del TIPS fueron completados por los niños al principio y al final de la prueba. El cuestionario sobre el esfuerzo percibido se preguntó al niño una vez finalizada la prueba aeróbica. Este cuestionario consiste en una escala numérica del 1 al 12 para reflejar la percepción del esfuerzo físico, y por lo tanto tener una idea aproximada de a la intensidad a la que se está trabajando. Todas estas medidas han sido diseñadas, supervisadas y realizadas por el equipo de psicólogos del grupo Labpsitec de la Universidad de Valencia y de la Universidad Jaume I de Castellón.

#### 6.1.3.6. MEDIDAS DE RESPUESTA FISIOLÓGICA Y DE MOVIMIENTO: PLATAFORMA TIPS

---

La respuesta cardíaca, acelerometría y la respuesta respiratoria fueron adquiridas en el estudio A con la plataforma sensorial TIPS desarrollada en el trabajo y descrita anteriormente. Tres electrodos de ECG reusables con gel incorporado fueron incorporados al pecho del participante según se indica en la Figura 21, un electrodo se colocó a la izquierda de la base del esternón del niño; el otro fue posicionado horizontalmente en línea con el primer electrodo en el lado lateral derecho del tronco del niño y el tercer electrodo fue colocado siguiendo la línea imaginaria horizontal de los otros dos electrodos en la zona

derecha de la espalda. El sensor de respiración fue colocado con la banda elástica que se proporciona envolviendo a los tres electrodos colocados anteriormente, impidiendo su desplazamiento y colocando el sensor piezoeléctrico centrado en la parte delantera del pecho del niño. El módulo electrónico de adquisición con el acelerómetro interno fue colocado con la ayuda de un cinturón en la cintura en la posición de la cresta iliaca derecha del paciente, lugar este elegido como el mejor a la hora de estimar la actividad física con un único acelerómetro (Patel, Cuizon et al. 1998). El módulo de transmisión bluetooth estaba enlazado con el ordenador de control y durante la prueba todas las señales del TIPS se visualizaron en tiempo real. Durante la prueba el supervisor fue dejando marcas en el principio y final de las fases del experimento. Toda la información fue almacenada para su posterior análisis y sincronizada con la información del pulsioxímetro y del calorímetro indirecto.

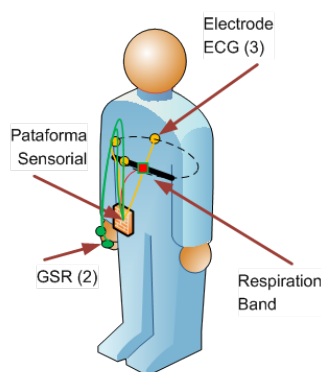


Figura 21 colocación del TIPS (gsr no usado en esta prueba)

### 6.1.3.7. MEDIDAS DE RESPUESTA FISIOLÓGICA Y DE MOVIMIENTO: PLATAFORMA TIPS-SHIRT

En el estudio B y C se usó la plataforma TIPS shirt para recoger la respuesta fisiológica y de actividad del paciente. La camiseta se colocó usando gel conductor en la zona de contacto del pecho del participante para mejorar la señal durante la prueba. Los electrodos internos debían quedar colocados en una zona central del tórax justo debajo de los pechos. Se eligió la talla más ajustada posible para cada sujeto. El módulo de transmisión también se coloca en la zona central del tórax con el interruptor colocado en la posición de transmisión inalámbrica.

## 6.2. INTRODUCCIÓN AL DESARROLLO DE LA PLATAFORMA TIPS

Retomando la introducción que se realizó del proyecto Etiobe (pag.2-16), donde este trabajo de investigación se verá inmerso, decir que dentro de este proyecto se desarrolló una plataforma ubicua abierta (TIN: "Therapy Intelligent Network"- Figura 6) centralizada en torno al paciente. Esta red captura la información en tiempo real y la envía al servidor desde el cual el clínico tiene acceso a la información recogida.

Dentro de esta red es posible distinguir dos tipos de información según la manera de capturarla. Por un lado está toda la información que se recaba del paciente a través de auto



registros electrónicos (ver apartado Métodos de auto-registro) que cumplimenta el niño o los padres tanto en el MSS a través del dispositivo móvil (Figura 5) o a través de la plataforma en casa (HSS: Figura 4 ). Por otro lado y este es el que más interesa comentar en este trabajo, está toda la información recogida automáticamente por los sensores biomédicos que usa el usuario en Etiobe.

Respecto a los instrumentos biomédicos de medida, el niño dispone de tres elementos de medida:

1. Un **esfigmomanómetro** para realizar monitorización ambulatoria de la hipertensión en obesidad infantil
2. Un **pulsioxímetro** para estudiar las alteraciones del sueño (principalmente apneas) asociadas a la obesidad infantil
3. Una plataforma ambulatoria para la medición de patrones de actividad física y consumo calórico (**TIPS: “Therapy Intelligent Personal Sensor”**). Este es el equipo en el que se han basado los estudios que se presentarán a continuación y que se desarrolló por parte del estudiante.

Para cumplir con los requisitos de sensorización de la terapia se ha diseñado una plataforma sensorial inteligente destinada a aportar información fisiológica y contextual de pacientes sometidos a terapias clínicas.

Para esta primera fase se ha diseñado una plataforma que recoge diferentes variables fisiológicas (frecuencia cardiaca, conductancia de la piel, frecuencia respiratoria) e información contextual (localización con GPS, actividad física con acelerometría de 3 ejes). Todas las señales se envían con un protocolo especial aprovechando comunicaciones inalámbricas (Bluetooth) a un ordenador o dispositivo móvil. Se han desarrollado también las primeras aplicaciones software para calibrar y testear la información recibida por el TIPS.

El esquema del TIPS sería pues:

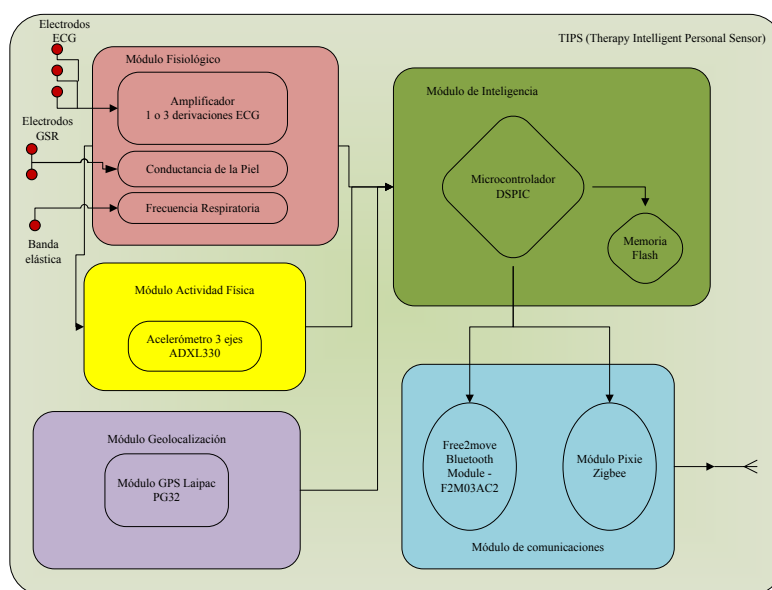


Figura 22 Esquema General TIPS.

Las características principales del TIPS son (ver apartado 12.1 con especificaciones detalladas):

- Comunicación inalámbrica (bluetooth)
- Captación de señales fisiológicas del paciente (electrocardiograma, señal respiratoria)
- Detección de la posición por medio de señal de GPS
- Detección del movimiento del módulo mediante acelerometría triaxial
- Procesamiento digital de señales propia para pre procesar y transmitir las señales
- Estimación de parámetros online mediante modelos y algoritmos (tipo de actividad, postura, consumo metabólico, intervalo RR de la señal cardiaca, frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria)
- Protocolo de información con transmisión de todas las señales y los parámetros estimados con comprobación de errores y transmisión de información adicional (número canales, estado batería, modo de funcionamiento)
- Almacenamiento en memoria de los registros

Es importante reseñar que para el desarrollo en el proyecto Etiobe se eligió una configuración del TIPS con comunicación Bluetooth, sin el módulo de geo localización (esta función se implementa en el dispositivo móvil) y con un módulo fisiológico reducido (adquisición solamente de ECG y Respiración). (Figura 23)

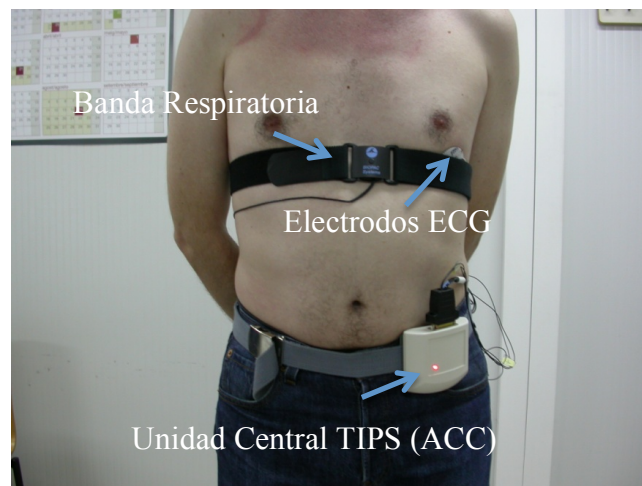


Figura 23 Plataforma TIPS desarrollada para Etiobe y con la que se han realizado las medidas del estudio

Desde un punto de vista funcional se puede dividir la plataforma en los siguientes bloques:

- **Módulo Inteligente:** módulo compuesto principalmente por un integrado [DSP de Microchip](#) capaz de (Figura 24) :
  - Digitalizar la información enviada por los diferentes módulos de sensorización.

- Tratarla digitalmente (detección de *outliers*, filtrado, re-muestreado, promediado).
- Aplicar los algoritmos y modelos de estimación y detección diseñados.
- Montar las tramas del protocolo de comunicación para que sea transmitida por el módulo de transmisión.
- Almacenar la información en registros que puedan ser descargados a posteriori.
- **Módulo de Transmisión:** módulo capaz de transmitir los paquetes de datos en tiempo real a otros elementos del TIN de una manera inalámbrica. (módulo zigbee o bluetooth).
- **Módulo de Actividad Física:** encargado de determinar la actividad física y el gasto energético del paciente en combinación con el módulo fisiológico. En este módulo se ha implementado un acelerómetro triaxial ([ADXL 330](#)) con las siguientes características:
  - Frecuencia de muestreo: 50 Hz
  - Rango de medidas:  $\pm 3G$  [ $G=9.8m/s^2$ ]
  - Sensibilidad: 300 mV/g
- **Módulo Fisiológico:** formado por los captadores colocados en el paciente para registrar las señales fisiológicas y la electrónica necesaria para acondicionar la señal (amplificadores, filtros), para que sea procesada por el módulo inteligente. En este caso como se ha comentado se han implementado las señales de ECG y de respiración:
  - Un sensor de respiración piezoeléctrico compuesto por una banda elástica de Biopac (TSD201, ver Figura 23), conectada a la unidad central. El sensor va colocado alrededor del pecho del paciente. Un transductor mide los cambios en la circunferencia torácica del paciente que ocurren cuando el sujeto respira. (frecuencia de muestreo: 50 Hz, se ha desarrollado un algoritmo en tiempo real para el cálculo de la amplitud y frecuencia de la señal respiratoria).
  - Electrodo estándar para señal de ECG reutilizables conectados al módulo electrónico con una fase de amplificación y filtrado. Los sensores miden una derivación cardiaca (frecuencia de muestreo 250 Hz, algoritmo para detección del complejo QRS en tiempo real, filtros para reducir la línea base y el ruido muscular). Esta información de señal cardiaca continua nos permite poder analizar la variabilidad cardiaca del sujeto que como veremos ha sido una medida importante en el estudio.



Figura 24 Unidad central del TIPS.

### 6.2.1. EVOLUCION DEL TIPS EN UNA CAMISETA BIOMÉDICA

Los tejidos inteligentes permiten la monitorización de pacientes durante periodos de tiempo extensos, en un contexto más natural, en disciplinas tales como biomedicina, rehabilitación, inteligencia ambiental, ergonomía y medicina deportiva entre otras (Rossi et al. 1999)(Bonato 2005)(Limberis & Dittmar 2007). La innovación en este campo se ha originado por el desarrollo de una nueva generación de sensores textiles, que combinan novedades electrónicas e informáticas, llevando a la integración de múltiples funciones y adquisición de señales en nuevas interfaces sensoriales basadas en tejidos (Pacelli et al. 2006)(Meoli & Mayplumlee 2002).

Una vez desarrollada la plataforma de sensorización el sistema presentaba una serie de hándicaps y barreras a superar tales como:

- Sistema demasiado invasivo, especialmente para su uso en un entorno ambulatorio.
- El sistema presenta una autonomía insuficiente para estudios ambulatorios (rondando las 8 horas).
- El tamaño del módulo transmisor es demasiado grande.
- Para su almacenamiento necesita de un terminal informático al que descarga la información (terminal móvil o computador personal).

Por todo ello y gracias al contacto con la empresa ([NUUBO](#)), especialista en tejidos inteligentes y nuevas tecnologías, se llegó a un acuerdo para desarrollar una camiseta biomédica, que llamaremos en el trabajo **TIPS shirt** (ver apartado 12.1 para una información más detallada). Esta nueva camiseta presenta una serie de mejoras respecto a la primera versión del TIPS que se podrían resumir en:

- **Electrodos conductivos integrados en el propio tejido.**(Figura 25).
- Adquisición de **la señal ECG** completa manteniendo una alta calidad.
- Posibilidad de trabajar en **modo autónomo** albergando **información de más de 20 días** en su tarjeta de memoria microSD. (este modo será especialmente útil en medidas ambulatorias).
- Reducción del consumo energético (en Modo Autónomo puede trabajar por **encima de 30 horas recibiendo señal** en continuo).
- Tamaño del módulo electrónico TIPS reducido (Figura 26).

- Se mantiene el modo de comunicación inalámbrico Bluetooth Clase I (hasta 200 m de alcance en campo abierto).
- Diferentes tallas y dos diseños diferentes para sexo masculino y femenino para conseguir el máximo confort y adaptarse a la fisonomía de cada paciente. La camiseta se puede tratar como de un textil común.



Figura 25 Camiseta biomédica de NUUBO (TIPS shirt). A la derecha electrodos (zona gris) integrados en la camiseta.



Figura 26 Módulo electrónico TIPS

### 6.2.2. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DEL ACELERÓMETRO EN EL MÓDULO DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

Para desarrollar este módulo por parte del estudiante se realizó un estudio del arte exhaustivo de las diferentes opciones que podrían permitir determinar estados de posición del cuerpo, actividad física realizada y consumo energético realizado siempre teniendo presente la necesidad de no perturbar la actividad diaria del paciente.

Para el procesamiento de la señal del acelerómetro externo que iba colocado en la unidad central se tuvieron en cuenta las especificaciones del diseño, donde el objetivo principal es obtener un índice de la actividad del sujeto y su postura. A continuación se describe como se registra y procesa la señal del acelerómetro, tanto para captar la actividad física como para captar la postura.

Se ha optado por un acelerómetro de 3 ejes de “Analog Devices” (ADXL330) con un rango de aceleraciones de  $\pm 3G$  ( $G=9.8 \text{ m/s}^2$ ). Este rango de aceleraciones abarca a la mayoría de movimientos que puede realizar un ser humano (Robertson et al. 2011).

Respecto al ancho de banda de la señal, la frecuencia general de la actividad física en el centro de masa está por debajo de 8 Hz, sin embargo, el límite superior podría llegar hasta los 25 Hz en los movimientos específicos de los brazos (Welk 2005). En nuestro caso se ha seleccionado una frecuencia de muestreo de 50 Hz y un ancho de banda de 0 a 16 Hz para registrar todo el rango posible de la actividad en el centro de masa. En esta señal recogida intervendrán aceleraciones debidas al movimiento del dispositivo y aceleraciones debidas a la gravedad.

Teniendo en cuenta estas especificaciones se diseñó una etapa de filtrado y dos etapas de análisis de la señal:

### Filtro de separación componente gravitacional y componente cinemática

Se ha implementado un filtro de tipo IIR pasabajo de tipo elíptico con las siguientes especificaciones:

- Orden del filtro  $n=3$ ; frecuencia muestreo: 50 Hz; frecuencia de corte: 0.25 Hz. En la Figura 27 se puede apreciar la respuesta en magnitud y fase del filtro implementado.

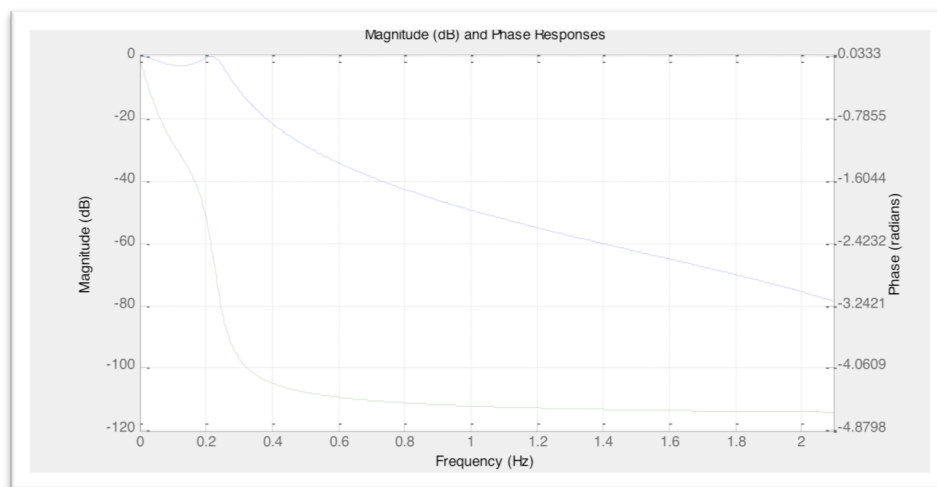


Figura 27 Respuesta en magnitud y fase del filtro empleado

Con este filtro se consigue separar la señal del acelerómetro en cada uno de los ejes en dos componentes ( $ga$ : aceleración debida a la propia gravedad y  $bm$ : aceleración debida al movimiento). Aunque estas dos componentes están linealmente combinadas se puede realizar una aproximación tomando como salida del filtro la componente gravitacional y tomando como debida al movimiento la diferencia entre la aceleración original y la filtrada.

Así pues en nuestro caso tendremos la aceleración proveniente de cada uno de los ejes separada en dos componentes:

- ACCX (aceleración en el eje X) : ACCXga (aceleración debida a la gravedad + ACCXbm (aceleración debida al movimiento))
- ACCY: ACCYga + ACCYbm

- ACCZ: ACCZga + ACCZbm

### 6.2.2.1. Algoritmo para el cálculo del índice de actividad:

Para la detección del índice de actividad se trabaja con las aceleraciones debidas al movimiento. Para ello se integra la señal de aceleración en los tres ejes con una ventana móvil de un segundo anterior al instante de medida. Las señales integradas durante ese intervalo para cada eje se sumarán entre sí y se promediarán para obtener un valor conjunto llamado índice de actividad. Mediante este valor se podrán marcar diferentes niveles de actividad (Sedentario, Ligero, Moderado y Vigoroso). Este valor también llamado “counts” en otros acelerómetros comerciales será el utilizado como entrada en los modelos de estimación del consumo metabólico que se presentan.

$$SMA_n = \frac{1}{N} \int (|AccXbm| + |AccYbm| + |AccZbm|)$$

Ecuación 8 Cálculo del índice de actividad

Dónde:

- N = número de muestras para el intervalo elegido
- AccXbm, AccYbm & AccZbm = aceleraciones debidas al movimiento en los ejes X, Y & Z (las señales se filtraron para eliminar el componente debido a la aceleración).

### 6.2.2.2. Algoritmo para el cálculo de la postura:

Para la detección de la postura se trabaja con las aceleraciones debidas a la gravedad, en concreto el eje Y que corresponde con el eje vertical (Ecuación 9). Con la componente gravitacional se calcula el ángulo que forma el eje Y local del acelerómetro con respecto al eje de referencia vertical de la fuerza gravitacional (lo que se llama el “Tilt Angle”, Figura 28). Si se bloquea la posición del sensor en el tórax del paciente se podrá discernir entre estados de reposo (sentado, tumbado) y estados activos (de pie).

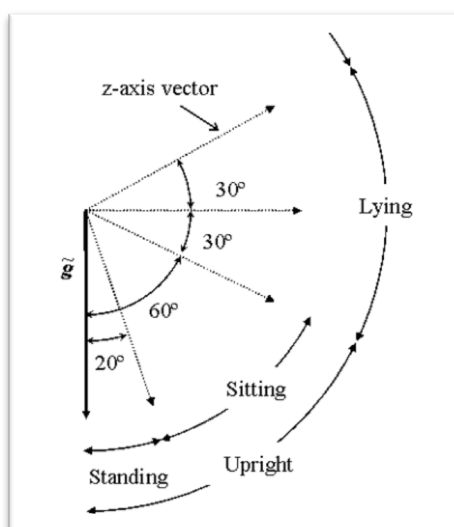


Figura 28 Detección de Ángulo con respecto a la vertical



$$\varphi = \arccos (z)$$

Ecuación 9 Ecuación de ángulo "Tilt"

El algoritmo se apoya también en la medida de la frecuencia cardiaca para la clasificación de estados. Se realiza también un análisis online de Fourier de la componente de aceleración en la vertical debida al movimiento para determinar nuevos estados (paseo, carrera). Estos algoritmos se describen brevemente puesto que no son motivo de análisis en este trabajo de investigación y se presentarán en futuros trabajos.

### 6.2.3. ESCENARIO DE USO DE LA PLATAFORMA TIPS EN LOS ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN PROPUESTOS

En el caso de los estudios que nos ocupan en esta Tesis la plataforma TIPS se empleó como instrumento de medida en los estudios de investigación controlados en el laboratorio, hospital o escuela.

En el caso de los estudios que se acaban de describir el escenario empleado fue el que se representa en la Figura 29. En este caso se usa el *modo de transmisión continua* donde la comunicación del TIPS es directa con el ordenador de control en la sala de experimentación. El uso de esta herramienta es una ventaja puesto que permite trabar con el paciente liberado de cables, con libertad de movimiento y con la posibilidad de trabajar con varios pacientes enviando señales a la vez. Otro aspecto que ha sido observado es que la aceptación por parte de los pacientes de esta herramienta está por encima de otros sistemas más invasivos (Guixeres et al. 2011).

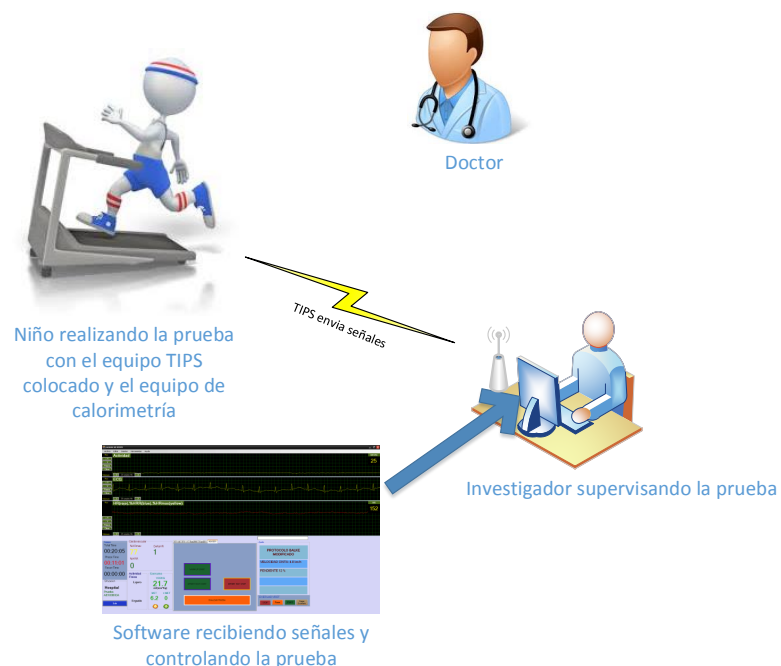


Figura 29 Escenario de evaluación de la condición física.



En el equipo de control se desarrolló una aplicación que se describe a continuación capaz de:

- Recibir las señales tanto de la versión inicial del TIPS como de las nuevas versiones del TIPS shirt.
- Controlar los intervalos y parámetros de la prueba a realizar (ya sea de medición del metabolismo basal, prueba de esfuerzo u otro tipo de pruebas).
- Realizar cálculos en tiempo real y preparar los datos para su procesamiento una vez acabada la sesión.

---

#### 6.2.4. DESARROLLO DE LA APLICACIÓN SOFTWARE PARA LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS DE ESFUERZO Y MEDIDAS DEL METABOLISMO BASAL

---

Para la conexión del TIPS se desarrollaron dos aplicaciones informáticas desarrolladas ambas con el lenguaje de programación [C#](#) de la plataforma Visual Studio. Estas aplicaciones se comunican con las dos versiones del TIPS desarrolladas y han sido desarrolladas por el doctorando tanto para realizar sus estudios de investigación como para su implantación en el proyecto Etiobe.

##### 6.2.4.1. APLICACIÓN PARA PRUEBAS CLÍNICAS Y/O ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN

---

Se ha desarrollado una herramienta específica para los estudios realizados y para las pruebas clínicas que se están realizando en el hospital que permite el control, seguimiento y almacenamiento de la información necesaria de las pruebas clínicas de medición del metabolismo basal y de la prueba de esfuerzo (Figura 30 y Figura 31). Las principales características de esta aplicación son:

- Introducción de datos de tipo antropométrico, social, psicológico y de tipo personal necesario para el estudio que se recogen en una Base de Datos. Se han añadido también datos para una valoración de la capacidad física del paciente y también medidas de resistencia muscular que se realizan en el entorno hospitalario.
- Posibilidad de trabajar con diferente versiones hardware desarrolladas. La rutina se ha preparado con la parametrización necesaria para trabajar con diferentes equipos, en diferentes rangos de trabajo (posibilidad de elegir parámetros diferentes del hardware). En principio la aplicación puede trabajar con el TIPS, el TIPS-shirt (en sus dos versiones) y con una banda pulsímetro comercial de la empresa [Polar](#).
- Capacidad para trabajar con distintos protocolos. Cada nuevo estudio es añadido a la aplicación que será capaz de manejar ese tipo de estudio, con las mediciones que se requieran, las fases que se busquen, los tiempos entre fase, etc... Respecto a las pruebas de esfuerzo la aplicación permite que indiquemos el protocolo de manera que se irá avisando mediante señales visuales y auditivas al supervisor de los cambios que debe ir realizando en el equipo aeróbico.
- Posibilidad de registrar eventos en las señales recogidas. Tanto marcas de inicio y fin de cada fase como marcas manuales o de sincronización entre distintos aparatos (esto

es clave para sincronizar en estos estudios las señales del TIPS con las señales del calorímetro.

- Dentro de la aplicación se integran nuevos modelos de predicción del consumo energético que se han calculado en el estudio B que se presentará a continuación (ver apartado 7.2).
- También se realizan los cálculos de variabilidad cardiaca necesarios integrando en la aplicación el paquete software de Matlab desarrollado por el doctorando para el análisis HRV (ver apartado 6.3.2).
- Posibilidad de exportar los datos a Excel y en formato CSV para su análisis en cualquier programa de ingeniería (ej. Matlab) o en cualquier programa estadístico (ej. SPSS).
- Posibilidad de introducir ciertos valores en los momentos que establezca el protocolo (presión arterial, escala de esfuerzo, valor de podómetro, escalas emocionales utilizadas en psicología, resultados de la prueba, notas u observaciones). También permite añadir valores de un calorímetro como pueden ser: valores de  $VO_{2peak}$  o de  $VO_{2max}$  en pruebas de esfuerzo y valores de RMR en pruebas de metabolismo basal).
- Todo el tipo de análisis realizado para caracterizar la prueba de Metabolismo Basal y la prueba de Esfuerzo se ha integrado ya en una primera parte pero la idea final es que desde la Aplicación Software se pueda registrar toda la información recibida durante las pruebas clínicas (de los diferentes sensores biomédicos), procesarse y analizarse posteriormente a la prueba para completar la Base de datos de las sesiones realizadas.

**Datos Usuario** | **Generales** | **Calorimetría** | **Espirometría** | **Hemodinámica**

**1. Datos Personales**

1. ID\* (solo NUM)  3. Supervisor

5. Nombre\*  9. Notas

5. Fecha Nacimiento\*  6. Fecha\_Medida  8. Grupo Estudio\*

6. Sexo\*  Mujer  Hombre 7. Raza\*  Caucásiana  Negra  Oriental  Gitana  Otra

**2. Talla**

Segun OMS 2007

1. Peso (kg)\*  2. Altura (cm)\*  IMC  zIMC  perIMC

3. Cadera (cm)  4. Cintura (cm)\*  Cintura/Cadera  P0  P25  P50  P75  P100

5. Porcentaje grasa  6. Masa grasa(kg)  7. Masa magra(kg)  8. Agua Total(kg)

**3. Cuestionario Clínico**

1. Problemas cardíacos  3. Mareos por deporte  5. Hipertenso  7. Limitación general hacer deporte  HRmax

2. Problemas Respiratorios  4. Diabético  6. Lesión  8. Hora sueño

**4. Relaciones Sociales**

1. Hay alguien en tu familia o de tus amigos que necesita bajar de peso ?  
 marca los que en tu opinion tienen que hacerlo

Yo  Padre  Madre  Herman@1  Herman@2  Herman@3  Herman@4  Herman@5  Otros

Amig@1  Amig@2  Amig@3  Amig@4  Amig@5

2. Hay alguien en tu familia o de tus amigos que es un ejemplo de deportista ?  
 marca los que en tu opinion lo son

Yo  Padre  Madre  Herman@1  Herman@2  Herman@3  Herman@4  Otros

Amig@1  Amig@2  Amig@3  Amig@4  Amig@5

**5. Medidas Resistencia**

1. Manodinamometro  2. Salto

**6. Expiracion Fija**

1. Espalda  2. Rodilla  3. Pie

**7. Presiones en Base**

Esta es la presión que se suele tomar antes de comenzar la prueba

Figura 30 Pantalla de entrada de datos multidisciplinarios.

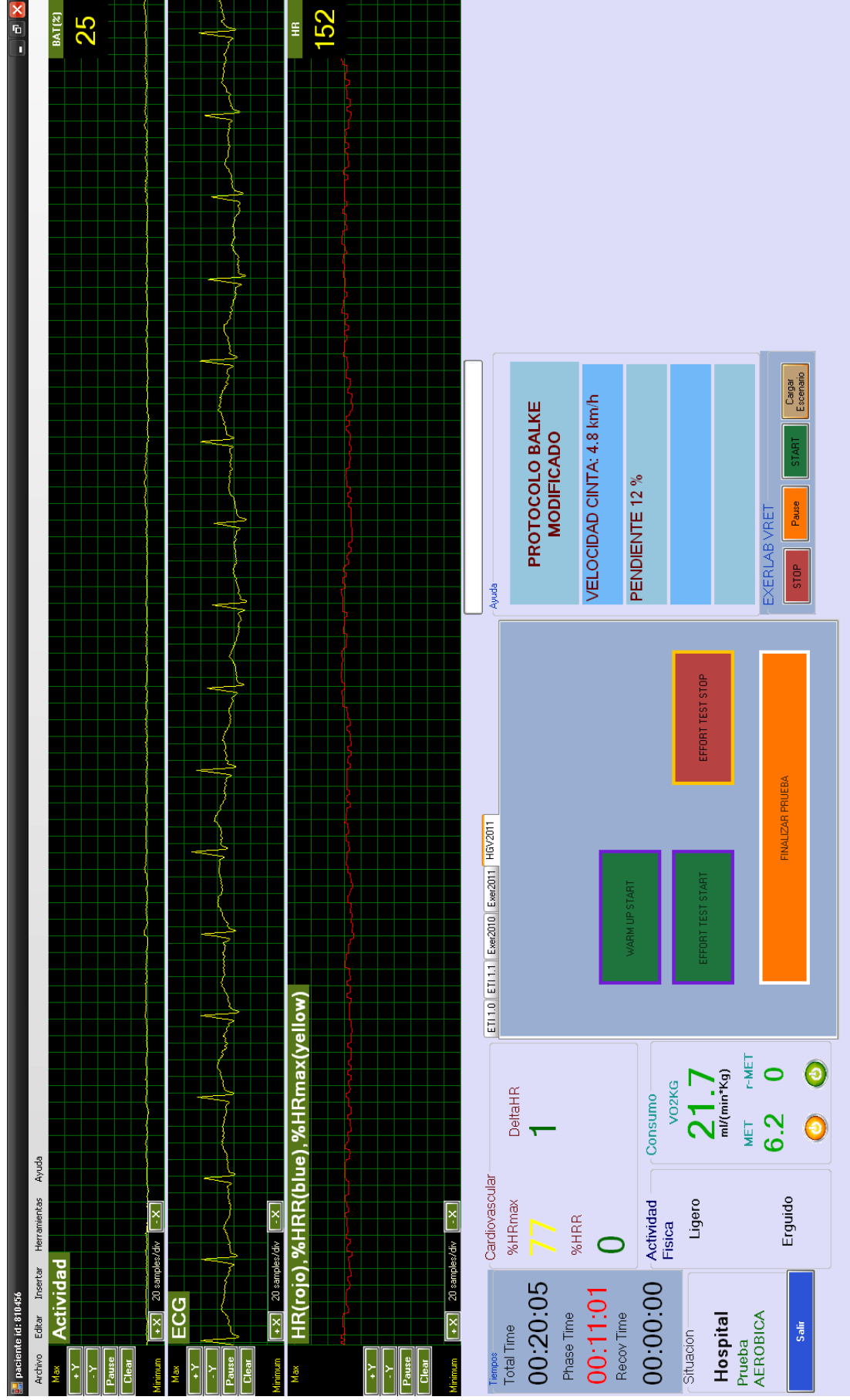


Figura 31 Aplicación de gestión de estudios de investigación conectada al TIPS y recibiendo señales en tiempo real (se puede apreciar cómo se calcula en tiempo real el consumo de oxígeno estimado, porcentaje de HRmáximo).

### 6.2.5. ENSAYOS DE VALIDACION Y EFICACIA EN LA MEDICIÓN DE LAS SEÑALES DE ECG Y DEL ACELEROMETRO EN EL TIPS

Para testear la eficacia del TIPS a la hora de registrar la información procedente de sus tres señales de información se procedió a someter al dispositivo a una serie de pruebas en el laboratorio con el interés de validar su eficacia “*reliability*” a la hora de medir las señales que se van a adquirir en el estudio siguiente donde ya se iban a medir en condiciones clínicas a niños obesos y control.

Para ello se desarrollaron una serie de pruebas con el dispositivo diseñado para el siguiente estudio y que sería empleado en las mediciones realizadas en el hospital. Además de estas pruebas se contó con un simulador de ECG, un equipo de acelerometría comercial (Actigraph GT1X) y un ordenador con el software comentado anteriormente de control.

#### 6.2.5.1. ENSAYO EN LABORATORIO CON SIMULADOR ECG

En este caso se realizó una validación de que las señales de ECG eran correctamente amplificadas, filtradas y acondicionadas por el módulo electrónico y que la señal de ECG era correctamente procesada para obtener el intervalo RR (Brage et al. 2005). Para ello se realizó un experimento con un equipo simulador del ECG ([Biomedical, medSim 300B](#), Figura 33) que se conectó por un lado a un equipo comercial clínicamente validado de medida de variables fisiológicas como es el [Biopac MP150](#) (en este caso usaremos el módulo de captura de la señal de ECG, Figura 32). Durante la prueba se validaron los dos sistemas que se emplearán en esta tesis, el TIPS y el TIPS-shirt.



Figura 32 Equipo Biopac (MPS 150)

Las frecuencias y condiciones que fueron simuladas y programadas en el dispositivo fueron señales ECG a 30 latidos por minuto (“*beats per minute*” : bpm), 30 bpm con ruido de 50 Hz (ruido debido a la red eléctrica), 60 bpm, 60 bpm con ruido muscular, 80 bpm, 80 bpm con ruido a 50 Hz, 120 bpm, 120 bpm con movimiento de línea base (movimiento de la señal continua de la señal), 160 bpm, 160 bpm con ruido de 50 Hz y 200 bpm con ruido muscular. El hecho de poder simular condiciones de perturbaciones o ruidos permitirá definir la

robustez del sistema en situaciones reales donde estos fenómenos pueden aparecer. El estudio duró 16 minutos 30 segundos para cada dispositivo testado.

Para el análisis de las señales se empleó el paquete estadístico SPSS v17.0. Se calcularon coeficientes de variación y eficacia (*reliability*). El coeficiente de Cronbach (ICC) se ha calculado para calcular la correlación entre los valores reales de la señal RR generada y la señal calculada RR tras recibir y procesar el ECG por los tres diferentes dispositivos a testar.

Se calcularon Coeficientes de variación entre la diferencia de las dos señales obtenidas y también se calculó el coeficiente de correlación de Cronbach (ICC) para validar la eficacia (*reliability*) de cada uno de los sensores (Cook 2000; Nunan et al. 2008)

En la Tabla 3 se pueden apreciar los valores medios y de desviación del coeficiente de variación de la diferencia de las señales (real y recibida por los sensores). Los valores son bajos y similares entre los diferentes dispositivos.

Tabla 3 Media y desviación estándar de los coeficientes de variación de la diferencia entre la señal RR del ECG del simulador y la señal RR calculada del ECG recibido.

TIPS	TIPS Shirt	ECG100C
0.0367(0.477)	0.0428(0.510)	0.0307(0.330)

Respecto al cálculo del coeficiente de correlación de Cronbach en la Tabla 4 se presentan los resultados donde se aprecian valores significativamente ( $p < 0.001$ ) elevados en este factor ICC lo que muestra una elevada correlación entre la señal simulada y la calculada tras la medida.

Tabla 4 Valores de ICC entre las señales calculadas y obtenidas en cada uno de los dispositivos y las señales del simulador uno de los dispositivos con respecto.

Aparatos	Cronbach's alfa	Significancia
TIPS	0.997	$p < 0.001$
TIPS Shirt	0.996	$p < 0.001$
ECG100C	0.998	$p < 0.001$



Figura 33 Simulador de ECG fluke Biomedical

### 6.2.5.2. ENSAYO CON SUJETO EN LABORATORIO CON EL EQUIPO TIPS Y EL EQUIPO TIPS SHIRT

A continuación se muestra un ensayo realizado en el laboratorio de bioelectrónica con el equipo TIPS donde un sujeto (edad 35, peso= 80 kg) realizó el siguiente protocolo:

- 1 minuto en situación de reposo
- 1 minuto andando ligero (4 km/h)
- 1 minuto corriendo suave (6 km/h)
- 1 minuto andando ligero (4 km/h)
- 1 minuto en situación de reposo

Como se acaba de comentar se presenta en este punto el estudio de laboratorio que se presentó para validar la plataforma TIPS a la hora de adquirir, acondicionar y estimar la intensidad de la actividad por medio del acelerómetro y detectar la frecuencia cardiaca por medio de un electrocardiograma portátil integrado con un algoritmo online de detección del punto R en la señal. El mismo sujeto repitió la prueba 5 veces durante 5 días consecutivos a diferentes horas. El sujeto llevaba colocado al mismo tiempo el dispositivo TIPS (electrodos y banda respiratoria en el tórax y dispositivo electrónico en la cintura). Junto a la unidad TIPS (Figura 24), se colocó un acelerómetro comercial ([Actigraph GT1x](#)) en la cintura.

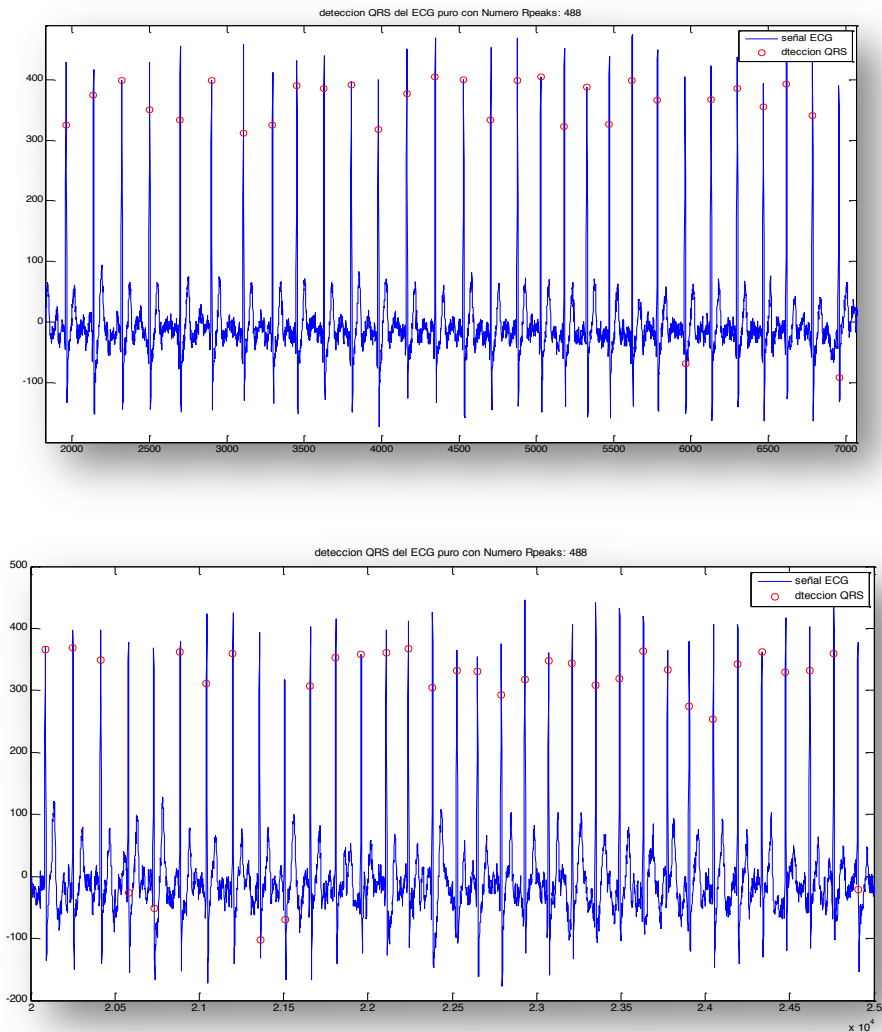
La señal del ECG fue separada por fases y representada gráficamente. El algoritmo integrado en el TIPS calculó las posiciones de los puntos R en el complejo QRS de la señal de ECG. A posteriori un médico analizó visualmente las señales y marcó todos los picos RR en estas señales. Se compararon los resultados del algoritmo empleado por detección de umbral dinámico integrado en el sensor con los puntos detectados por el experto médico. Se obtuvo el porcentaje de aciertos en las medidas:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{(\text{Positivos Verdaderos estimados por el algoritmo del TIPS})}{(\text{Positivos verdaderos detectados por el experto en la señal})} * 100$$

Ecuación 10 Cálculo de la sensibilidad en la detección del QRS

Este cálculo se realizó para cada fase y para cada una de las 5 veces en las que se repitió el experimento. A continuación podemos ver una muestra representativa de la señal obtenida en las tres fases de esfuerzo realizadas y los resultados de sensibilidad obtenidos.

Se representan a continuación en la Figura 34 unas muestras de la señal ECG registrada durante las fases de reposo, paseo y carrera en uno de los 5 experimentos con la detección de la posición del punto R. Al final de las gráficas se presenta el grado de sensibilidad medio obtenido en cada una de las fases (Tabla 5).





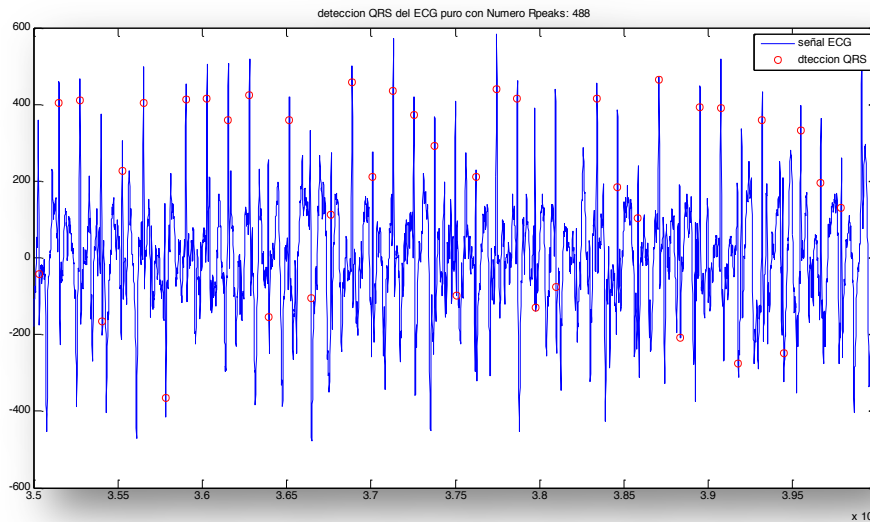


Figura 34 Señal en la fase de reposo, paseo y carrera.

Tabla 5 Sensibilidad media calculada en cada una de las fases en las 5 repeticiones del experimento

Sensibilidad en Fase de Reposo	97.3%
Sensibilidad en Fase de Paseo	98.2 %
Sensibilidad en Fase de Carrera	95.7%

Respecto a la señal del acelerómetro se colocó junto al TIPS un acelerómetro comercial ampliamente utilizado y validado en trabajos científicos, el actigraph GT1x (Sasaki et al. 2011), que iba colocado en la misma posición que el TIPS, unido a él por el mismo cinturón y colocado junto a él en la cintura. Durante la misma prueba el algoritmo de detección de la actividad estuvo calculando los counts o SMA y el archivo se mostró visualmente en los 5 experimentos para ver por un lado si existían variaciones intra-instrumento y por otro lado si la señal estimaba correctamente los valores de intensidad.

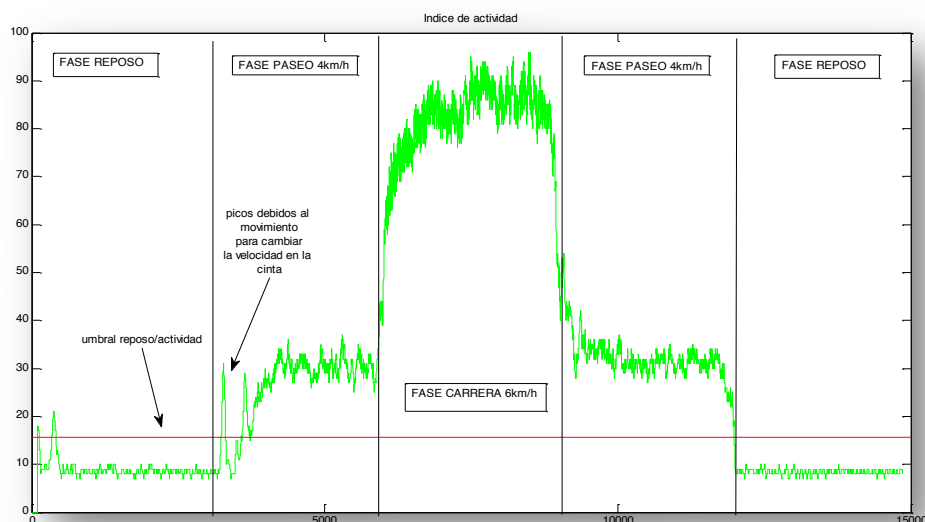


Figura 35 Intensidad de actividad medida en el experimento. La línea roja indica el umbral entre sedentario y activo

La correlación entre la señal del actigraph y la señal del TIPS fue del 0.902 ( $p < 0.05$ )

En la Figura 35 se aprecia claramente como el índice de actividad discierne entre fases de actividad (encima línea roja) y de reposo. Además dispone de la sensibilidad para clasificar en niveles ligero, moderado y vigoroso.

#### 6.2.5.2.1. DISCUSION RESULTADOS ENSAYOS

Los resultados obtenidos han mostrado tanto en el ensayo de calibración con el simulador de ECG como en el ensayo realizado con un sujeto en el laboratorio que *la plataforma TIPS ofrece unos índices de eficacia elevados* para utilizar esta herramienta en las medidas que se quieren acometer como son:

- Medición de los "counts" de actividad en el niño obeso tanto en las pruebas CPET en el laboratorio como en medidas ambulatorias 24 horas.
- Medición del HR y de la ACC en pruebas CPET para la estimación del consumo de oxígeno.
- Medición del HRV tanto en las pruebas CPET en el laboratorio como en medidas ambulatorias 24 horas.

Para futuros estudios se recomienda el establecer una comparativa más exhaustiva con diferentes algoritmos online de detección del complejo QRS (Tabakov, Hamilton.) y diferentes tipos de actividad física para mejorar aún más la detección. Además sería recomendable el validar estas señales frente a alguna base de datos universal de ECG, como el MIT-BIH o el ECG CTS-Test Atlas. Aun así los datos obtenidos reflejan que las medidas de señal cardiaca que registra el dispositivo especialmente en pruebas de esfuerzo (recordemos que durante las pruebas de esfuerzo del estudio B y C las actividades a realizar serán las mismas que las validadas en el estudio en el laboratorio) son perfectas para un

análisis complejo de variabilidad cardiaca. Estos datos pues validan la herramienta para su uso en los estudios que en esta tesis planteaba.

### 6.3. PREPARACIÓN DE LOS DATOS. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS Y TÉCNICAS DE IDENTIFICACIÓN DE MODELOS EN EL ESTUDIO

---

Primero, los datos del test fueron descargados del pulsioxímetro y del equipo metabólico a la base de datos del ordenador del estudio. Datos de analítica, datos demográficos y de antropometría fueron también metidos en la base de datos del ordenador del estudio. La presión arterial y las medidas recogidas por el TIPS se fueron almacenando en tiempo real en el ordenador durante la prueba. Los datos fueron procesados con rutinas de matlab siguiendo una secuencia de etapas.

- 1) Integración de las señales de diferentes archivos.
- 2) Eliminación de outliers y de valores erróneos (tomando como criterio números mayores de 3 desviaciones estándar del valor medio).
- 3) Filtrado de las señales para la eliminación de ruido.
- 4) Sincronización de los datos del calorímetro, del TIPS y del pulsioxímetro (gracias a las marcas realizadas por el software).
- 5) Interpolación de los datos en los mismos ejes de tiempo para su posterior estudio (en principio se han contemplado dos ejes de tiempo con los que se trabajará : cada 10 segundos y cada minuto).
- 6) Visionado de las señales para descartar pacientes erróneos.
- 7) Guardado de los datos en matrices conjuntas.
- 8) Exportación de los datos preparados a diferentes formatos (Excel y SPSS).

Los datos de variables continuas en el tiempo fueron resumidos en intervalos de 10 segundos y de 1 minuto de duración. Los datos fueron analizados para el protocolo entero y también separados por fases (reposo, sedentario, esfuerzo y recuperación). Los datos descriptivos fueron resumidos como su valor medio más su desviación estándar.

Todos los datos fueron transferidos al programa estadístico [SPSS](#) y al programa de cálculo matemático avanzado [MATLAB](#).

---

#### 6.3.1. TÉCNICAS DE IDENTIFICACIÓN DE MODELOS

---

Para obtener los modelos de estimación metabólica una serie de técnicas de regresión y de identificación se emplearon:

##### STEPWISE LINEAR REGRESION

La mayoría de modelos que se han planteado han sido obtenidos utilizando el método de regresión lineal stepwise con el software estadístico SPSS, este método utiliza unos criterios de inclusión y exclusión de los parámetros con los que ajustar el modelo.

## NON-LINEAR REGRESSION

En algunos casos (especialmente en los modelos de la literatura no lineales) se describió manualmente la estructura no lineal del modelo en SPSS y el software ajustó los valores de los parámetros

## CURVE FITTING

Para las variables continuas que mide el TIPS (HR y ACC), se utilizó el paquete software de Matlab que permite ajustar curvas y superficies a los datos registrados (función cuadrática, exponencial, cúbica, etc...).

## IDENTIFICACION DE MODELOS ENTRADAS-SALIDA POLINOMIOS LINEALES:

Se realizó un análisis con el paquete software de Matlab (“*ident*”) para la identificación de modelos paramétricos con señales de entrada/salida. En la identificación de polinomios solemos trabajar cuando tenemos un conjunto de entradas y salidas de un sistema y queremos determinar un polinomio del tipo:

$$A(q)y(t) = \sum_{i=1}^{nu} \frac{B_i(q)}{F_i(q)} u_i(t - nk_i) + \frac{C(q)}{D(q)} e(t)$$

Ecuación 11 Polinomio tipo.

La identificación consistirá en ajustar los parámetros ( $a_1, a_2 \dots b_1, b_2 \dots f_1, f_2$ ) a las entradas y salidas que hayamos medido del sistema a identificar, para ello deberemos primero elegir una estructura de modelo. Estos diferentes modelos difieren en cuántos de estos polinomios (A, B, C, D, F.) se incluyen en la estructura.

Los primeros paso a realizar es la elección de los órdenes de los modelos y los retardos en las entradas, para ello y como no se tiene una constancia de unos órdenes adecuados inicialmente, se han definido unos rangos posibles dentro de un modelo ARX para definir el orden del polinomio  $A(n_a)$ ,  $B(n_b)$  y de los retardos ( $n_k$ ). Los valores obtenidos podrán ser un punto de partida si queremos trabajar con otras estructuras.

Los tipos de modelos que se han ajustado han sido los que se resumen en la Tabla 6:

Tabla 6 Resumen modelos identificación

Estructura de modelos	Forma Discreta	Modelo de ruido o perturbación
ARX	$A(q)y(t) = \sum_{i=1}^{nu} B_i(q)u_i(t - nk_i) + e(t)$	El modelo del ruido es 1/A y el ruido está acoplado al modelo de la dinámica del sistema. ARX no deja modelar el ruido y la dinámica por separado. Esta es una buena solución para un modelo simple con una buena relación señal-ruido
ARMAX	$A(q)y(t) = \sum_{i=1}^{nu} B_i(q)u_i(t - nk_i) + C(q)e(t)$	Extiende al modelo ARX dando más flexibilidad para modelar el ruido con el polinomio C. Es recomendable usar este modelo cuando las perturbaciones dominantes estén centradas en la entrada.
Box-Jenkins (BJ)	$y(t) = \sum_{i=1}^{nu} \frac{B_i(q)}{F_i(q)} u_i(t - nk_i) + \frac{C(q)}{D(q)} e(t)$	Ofrece una parametrización independiente para las dinámicas y el ruido con polinomios racionales. Este modelo es útil cuando la perturbación no va con la entrada sino que es medible.
Output Error (OE)	$y(t) = \sum_{i=1}^{nu} \frac{B_i(q)}{F_i(q)} u_i(t - nk_i) + e(t)$	Este modelo es útil cuando se quiera parametrizar la dinámica del proceso pero no queramos estimar el modelo del ruido

CURVAS DE REGRESIÓN ADAPTATIVAS MULTIVARIADAS (MARS)

MARS es una metodología propuesta por Friedman en el año 1991 (Friedman 1991), que intenta construir un modelo de regresión no lineal basado en un producto de funciones llamado «base de suavizamiento» (*spline*). Estas funciones incorporan en su estructura los predictores, que entran en la modelación como parte de una función y no directamente como en la regresión clásica, y producen un modelo para la respuesta en estudio, que puede ser de

tipo continua o binaria, que automáticamente selecciona las variables predictoras que aparecen en la ecuación final, las que se incorporan en las funciones llamadas “base de suavizamiento”.

Se presentan en este estudio dos combinaciones de parámetros en los que se realizó una correlación cruzada con el grupo de estudio, es decir, se dividió el grupo en  $k$  conjuntos aleatorios (se eligió  $k=10$ ), luego se ajustó un modelo con 9 de los subconjuntos de datos y se validó con el subconjunto restante, este proceso iterativo se repitió  $k$  veces y la media del error y del ajuste de correlación de la señal estimada fue tomado como criterio de validez de los modelos.

#### ELECCION DE MODELOS EXTRAIDOS DE LA LITERATURA CIENTÍFICA

A la hora de elegir parámetros de entrada y estructuras de los modelos (en la regresión lineal y en la regresión no lineal), se eligieron una serie de modelos extraídos de artículos científicos y autores de referencia en la estimación de consumo metabólico en adultos y niños. Seis modelos fueron extraídos de la literatura científica y reajustados a los datos obtenidos (Troost, Ward et al. 1998; Corder, Brage et al. 2007). Además de estos modelos el estudio va a aportar nuevos modelos matemáticos que combinando las señales medidas durante el experimento así como características de los participantes recabadas pretenden mejorar la estimación de las variables descritas a continuación.

#### VARIABLES DEPENDIENTES DE LOS MODELOS

Los modelos se implementaron para diferentes variables dependientes a estimar:

- **Consumo de oxígeno ( $VO_2$ ):** este es el consumo de oxígeno total por minuto durante la prueba
- **Consumo de oxígeno ponderado en peso ( $VO_2/kg$ ):** consumo de oxígeno por minuto y por kilogramo de peso total del participante
- **Consumo de oxígeno ponderado en masa magra ( $VO_2/ffm$ ):** consumo de oxígeno por minuto y por kilogramos de masa magra del participante (masa del cuerpo compuesta de músculos esqueléticos, se mide en kilogramos y químicamente se compone de proteínas, agua y hueso)
- **Tasa de actividad metabólica (MET):** relaciona el consumo energético actual con el de la persona en reposo. 1 MET es el consumo en reposo de una persona. Para calcularlo se ha dividido el consumo energético medido por el calorímetro en activo de la persona frente al valor basal que se obtuvo en la fase de reposo. De esta manera se ha obtenido una medida que se ha llamado en el estudio (**rMET: “real MET”**) en vez de una medida de MET estimada tomando la relación  $1 \text{ MET} = 3.5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ . (Byrne, Hills et al. 2005)

#### VALIDACION CRUZADA EN EL ESTUDIO B

En el estudio B se eligieron dos conjuntos de datos para ajustar y extraer los nuevos modelos. El primer conjunto (GC: grupo de control) intentó representar una distribución normal de la población pediátrica española combinando sujetos con un índice corporal dentro de los percentiles normales, sujetos con un IMC indicando sobrepeso y sujetos con un IMC indicando obesidad (Lluís Serra Majema, Lourdes Ribas Barba et al. 2003). Este grupo trataría de reflejar las poblaciones actuales de las cuales se suelen extraer los modelos de la literatura científica. El segundo conjunto (GE: grupo de estudio) fue aleatoriamente

seleccionado del grupo de pacientes obesos del Hospital. Este grupo intentaba reflejar un grupo estándar de pacientes obesos sin problemáticas especiales bajo tratamiento por su obesidad.

Para determinar la validez de los modelos generados en el punto anterior, se seleccionó un subconjunto de pacientes obesos que no coinciden con los seleccionados en el GE y GC (GV: grupo de validación). Los modelos generados de los datos del grupo de control (GC) y los modelos obtenidos de los datos del grupo de estudio (GE) fueron validados frente al grupo de validación (GV).

Para cada modelo se obtuvieron por un lado los ajustes de Regresión y los errores SSE y por otro lado el error medio y la desviación estándar en la validación de los modelos. Gráficos de Bland-Altman e Histogramas para ver la distribución del error en la estimación fueron calculados para cada modelo. El error medio medido y su desviación estándar así como el porcentaje que suponen estos valores sobre el absoluto fueron obtenidos para cada modelo y separados en la fase sedentaria y la fase que combina el test de esfuerzo y la fase de recuperación. Gráficos con los valores reales de las variables metabólicas y las estimadas en el grupo de validación fueron obtenidos. El valor de  $p$  por debajo de 0.05 fue usado para determinar datos estadísticamente significativos.

Para validar el modelo de MARS se realizó una validación cruzada ( $k=10$ ) con diferentes modelos. Los ajustes  $r^2_{adj}$  fueron adoptados como criterio principal para la clasificación de los mejores modelos.

---

### 6.3.2. CALCULO DE LA VARIABILIDAD CARDIACA

---

Para el cálculo del HRV se han actualizado unas librerías software de código abierto para el programa de ingeniería MATLAB con licencia pública GNU ([HRVAS y ECGviewer](#)) desarrolladas por el Dr. Ramshur de la Universidad de Memphis (Ramshur 2010). Las librerías permiten calcular el HRV en todas las dimensiones posibles de análisis (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996) :

- Estadístico y Dominio temporal.
- Dominio en frecuencial.
- Dominio no lineal.
- Dominio del tiempo frecuencial.

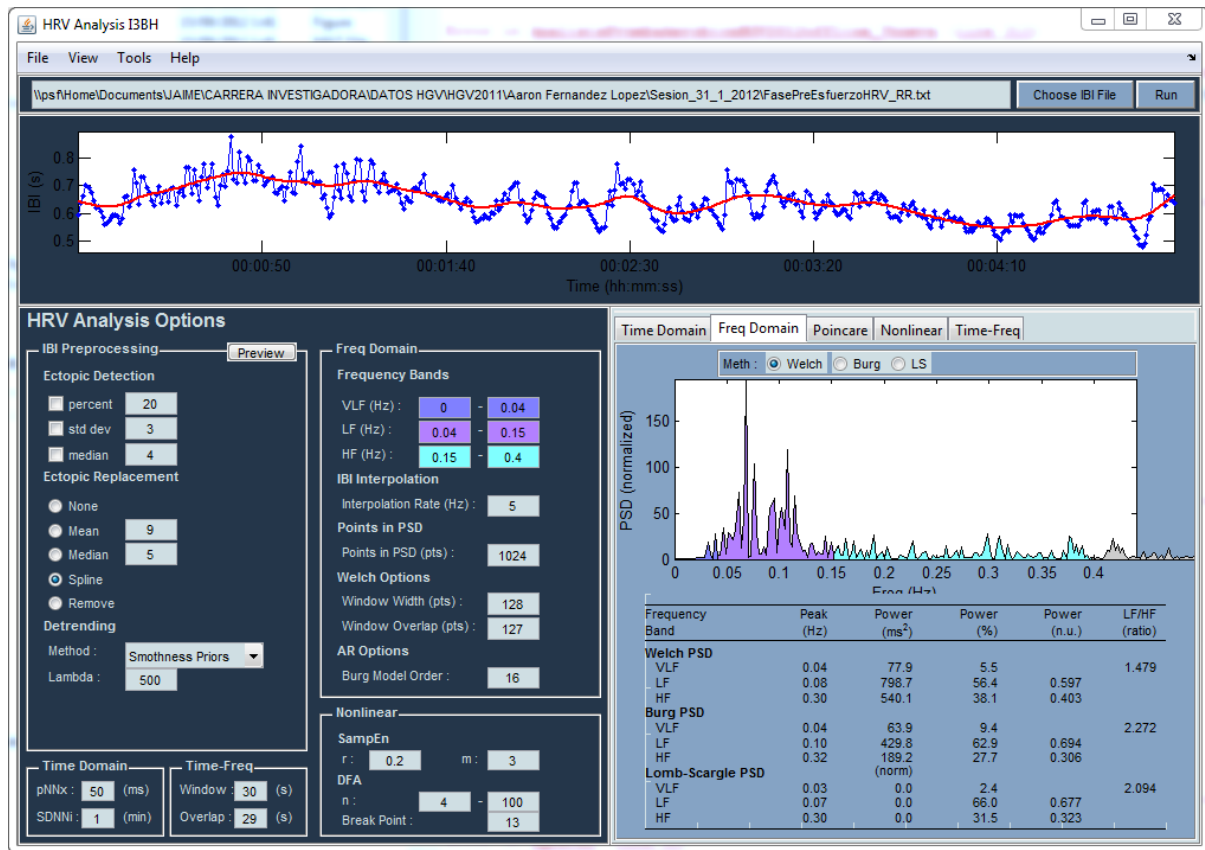


Figura 36 Captura de la herramienta HRVAS utilizada para el análisis del HRV.

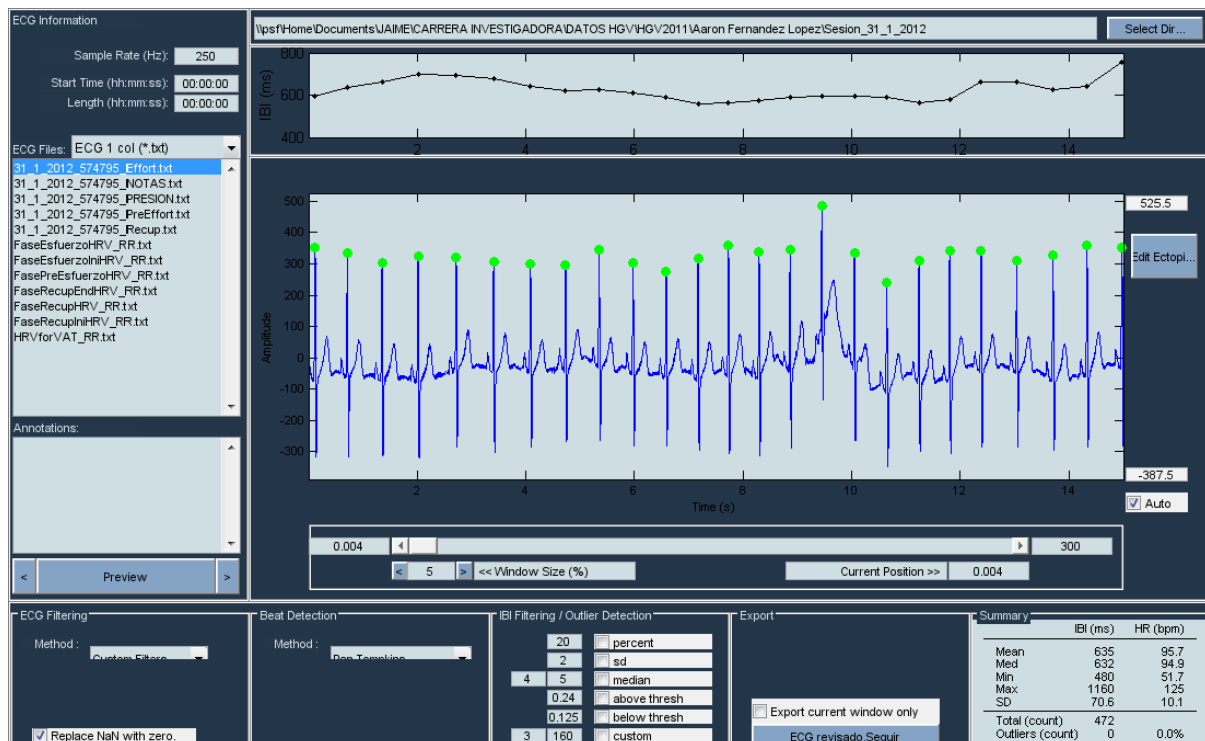


Figura 37 Captura de la herramienta ECG Viewer para la determinación de la generación del tacograma.



Las rutinas HRVAS (Figura 36) y 'ECG viewer' (Figura 37), se han modificado e integrado en las propias rutinas de análisis de los datos del doctorando. Como mejoras y actualizaciones que se han desarrollado en estas rutinas por parte del doctorando se podrá reseñar:

- En el ECG viewer se ha añadido la detección del punto R con el de algoritmo Pan Tompkins (Pan & Willis 1985) y la revisión del tacograma manualmente para la detección de posibles ectópicos o puntos no detectados por el algoritmo). Se permite por tanto la adición de nuevos puntos R (*phantom beats*), el marcado de ectópicos así como la eliminación de intervalos demasiados ruidosos para ser trabajados. Las zonas eliminadas se interpolan linealmente y el porcentaje de outliers en cada segmento se presenta para su posible descarte si se supera un umbral establecido del 15% de la señal deteriorada. Toda esta información se exporta al HRVAS en un nuevo formato. Propio que permite recuperar el análisis realizado en cualquier momento.
- En el ECG viewer, para la determinación más precisa del punto R en previsión de errores debidos al muestreo, se ha implementado el ajuste de modelos parabólicos en el pico R detectado para reubicar el máximo punto R y mejorar la sensibilidad en el eje de tiempos (Castiglioni et al. 2003).
- En el HRVAS se forzado a que el cálculo del método no lineal sea siempre realizado eliminando los ectópicos y no interpolando (Castiglioni et al. 2003).
- El software permite ser llamado por línea de comando permitiendo la integración de otras plataformas.
- Posibilidad de exportar un informe centrado en las medidas clínicas del proyecto Etiobe y con la posibilidad de incorporar señales de Presión Arterial, de Ventilación y del Acelerómetro.
- Cálculo de la recuperación del HR tras el esfuerzo máximo. Este parámetro se ha considerado de interés clínico (Dimkpa 2009).

Toda la herramienta se ha encapsulado en librerías que pueden ser manejadas por las aplicación capaz de recibir la señal del TIPS shirt (ver página 6-88) desarrolladas en .NET , la plataforma de desarrollo software en la que se ha generado la aplicación. De esta manera al finalizar la prueba clínica todos los análisis se realizarán de una manera automática y se generan los índices y el informe de interés para el tratamiento clínico. Este es uno de las aplicaciones clínicas que aportará esta tesis.

Un esquema del tipo de procesamiento y análisis que se ha realizado a la señal del ECG en cada uno de los segmentos a analizar en cada caso y paciente para realizar un análisis de variabilidad cardiaca es el que se puede apreciar en la Figura 38.

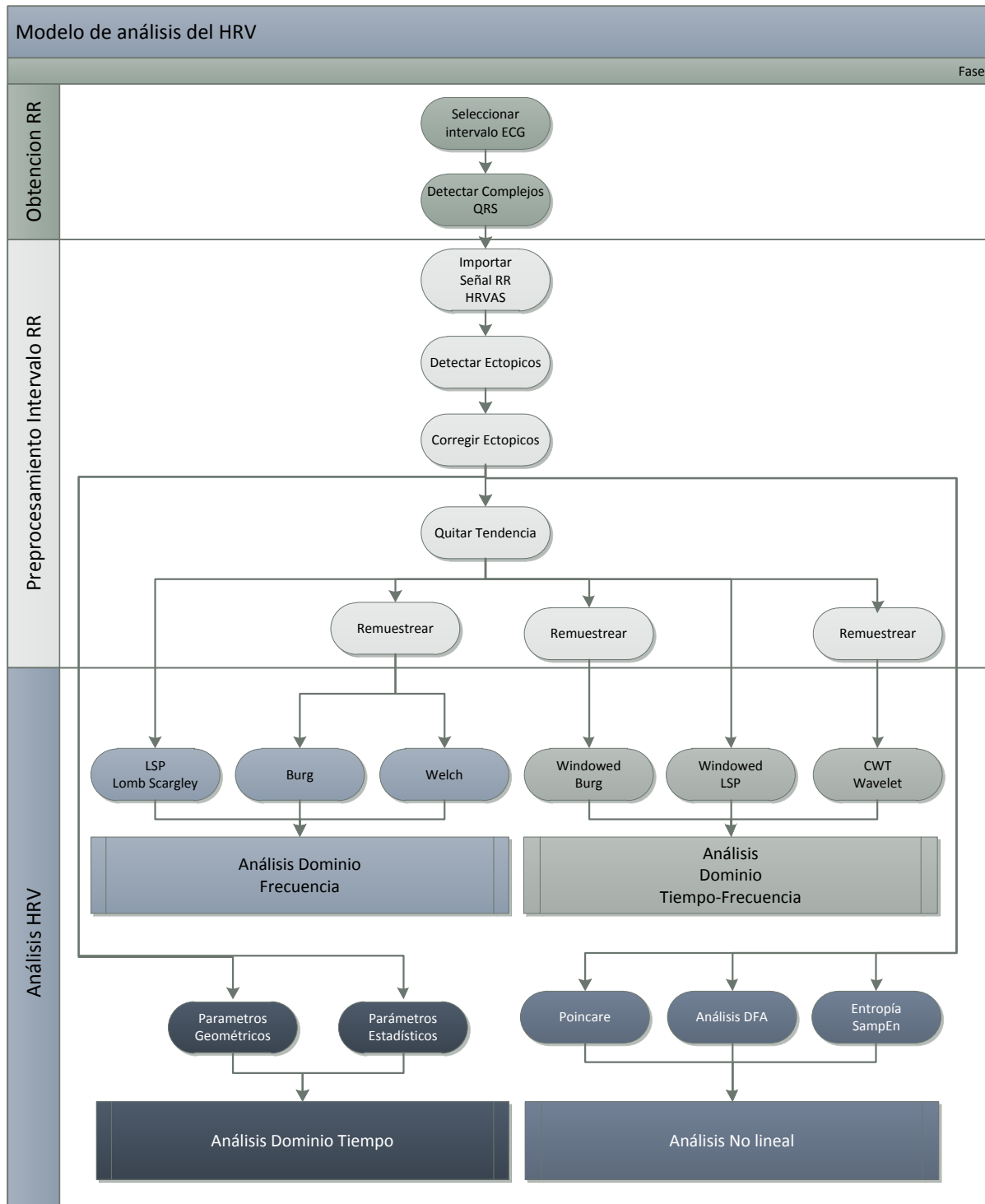


Figura 38 Esquema análisis HRV

Vamos a desglosar brevemente las diferentes técnicas empleadas aunque posteriormente en el apartado de resultados se analizarán cada uno de los casos y las respuestas obtenidas:

### 6.3.2.1. FASE DE OBTENCIÓN DEL RR

---

#### a) Selección del ECG

Las señales de ECG obtenidas con las plataformas TIPS y TIPS shirt serán preparadas y los intervalos elegidos en cada caso serán seleccionados en cada uno de los casos con un tiempo mínimo de señal adecuada de 5 min para su análisis.

#### b) Detección complejos QRS

Las señales serán filtradas y preparadas para la detección de los complejos QRS por medio del algoritmo de Pan Tompkins (Pan & Willis 1985). Estas detecciones permitirán reconstruir el tacograma con los intervalos RR obtenidos.

### 6.3.2.2. FASE PREPROCESAMIENTO INTERVALO RR

---

#### c) Importar señales IBI en el ECG Viewer

Se importarán las señales IBI en el ECG viewer y se visualizarán para determinar que la señal es válida. Se repasará automáticamente los latidos detectados y a posteriori se marcarán manualmente observando las señales nuevos puntos no detectados o ectópicos. Toda la información de exportará en un nuevo tipo de archivo que será posteriormente importado por el HRVAS.

#### d) Detección de ectópicos

En el contexto de los IBI, los valores ectópicos se refieren a cualquier IBI basado en uno o más puntos detectados como latido incorrectos, entendiendo como latidos anormales, los debidos a un latido detectado falso, a un latido que no se ha detectado, los debidos a un punto mal localizado o a un latido cardiaco ectópico.

Para la detección de ectópicos automática se ha elegido una combinación de dos métodos, el método del porcentaje que calcula si el valor actual varía en más de un porcentaje con respecto al anterior (se ha elegido un valor del 20%) y también se pasará a las señales el método de la desviación típica que detecta si el valor del IBI está por encima un numero de veces. En este caso elegimos el valor de 3 desviaciones sobre la media de los valores anteriores (Mitov 1999).

Por último se realizara un último repaso manual de la señal con el objeto de asegurarse de la correcta detección. Hay que tener en cuenta que la aparición de un solo ectópico puede producir variaciones en ciertos parámetros clave del cálculo HRV como el ratio LF/HF (Clifford 2006). Es por esto que se ha realizado una revisión manual de toda la señal cardiaca que ha sido analizada en esta tesis. Para determinar si la señal es adecuada para su análisis HRV se tomará el criterio que en cada ventana de datos analizada solo haya como máximo un 20% de ectópicos. En la Figura 39 se puede apreciar como la detección y eliminación de los ectópicos altera de una manera clara la señal RR a analizar.

### e) Corrección de ectópicos

Los ectópicos detectados deben ser reparados. En nuestro caso y previendo que los datos espectrales son los que pueden aportar más información se ha elegido la interpolación cúbica con curvas tipo *spline* en los datos erróneos (Internationale et al. 2007), aunque para el análisis no lineal de Entropía (SampEn) se tratará de remover los ectópicos y no interpolar.

### f) Eliminación de la tendencia

La eliminación de la tendencia es un factor importante que puede producir resultados erróneos (Berntson et al. 1997) especialmente en el análisis frecuencial. Se ha elegido el método *smoothness prior* ( $\lambda=500$ ) que parece ofrecer unos resultados óptimos (Li et al. 2011; Tarvainen et al. 2002).

### g) Re muestreado

La mayoría de métodos basados en Fourier necesitan además de señales estacionarias de señales muestreadas en intervalos iguales en el tiempo cuestión que no se cumple en las señales IBI, es por esto que la solución mejor a adoptar es re muestrear la señal. En este caso se adoptará un re muestreo de 5 Hz que asegura por la teoría de Nyquist poder detectar frecuencias dentro de las bandas necesarias. (Teniendo en cuenta que el límite de máxima frecuencia ronda en torno a los 0.4 Hz). (D. M. JG Proakis 1996)

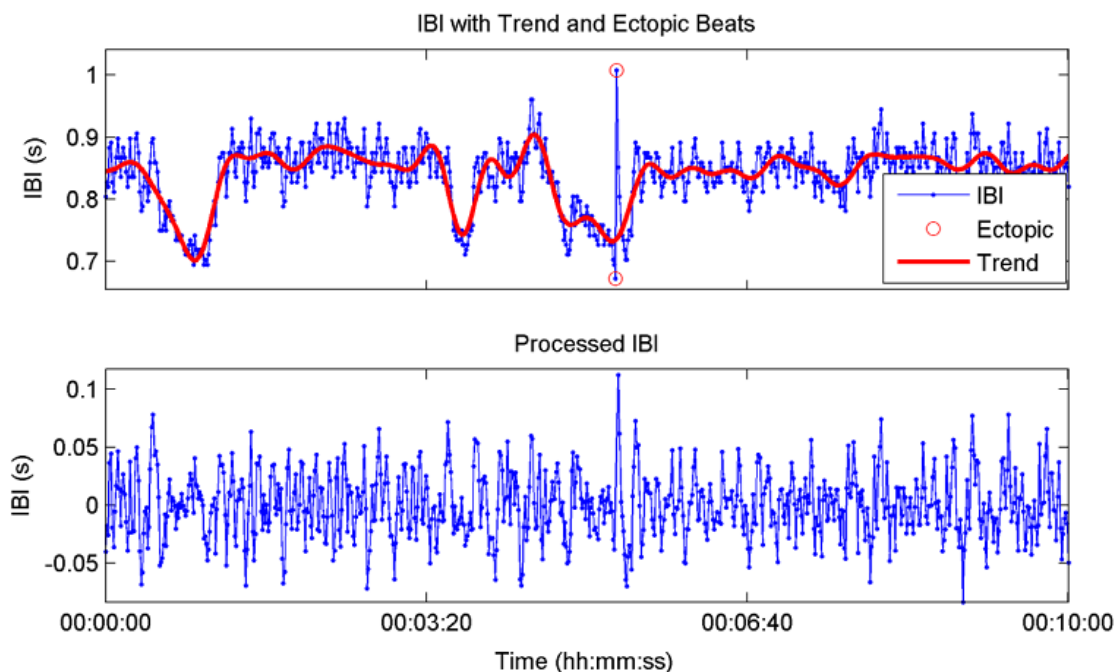


Figura 39 Señal antes y después de aplicar detección de ectópicos y de quitar la tendencia (Ramshur 2010).

### 6.3.2.3. FASE ANALISIS HRV

Todo el análisis se ha realizado siguiendo la guía clínica de la “Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology” (1996).

#### 6.3.2.3.1. ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO

Los análisis en el dominio del tiempo que se van a calcular son de tipo estadístico sobre la serie temporal IBI y mediante la utilización de métodos geométricos.

Los valores estadísticos que se calcularán serán: el valor máximo, mínimo, medio y la mediana de la señal de intervalos RR (maxRR, minRR, meanRR y medianRR), la desviación estándar de esos intervalos (SDNN), la raíz cuadrada de las diferencias sucesivas entre ellos (RMSSD), el número de diferencias sucesivas que son más grandes que 50 milisegundos (NN50) y el porcentaje que este número de intervalos suponen del total (pNN50). También se calcula la media y desviación estándar de la frecuencia cardíaca (meanHR, sdHR).

Respecto a las medidas de geometría se calcularán dos medidas geométricas sobre el histograma del IBI, el índice triangular HRV (HRVti) y la interpolación triangular del histograma de la señal de los NN (TINN, Vanderlei et al. 2010).

#### 6.3.2.3.2. ANÁLISIS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

En general, y como se ha descrito anteriormente en la página 3-31, analizaremos el dominio de la frecuencia en 4 bandas ULF, VLF, LF y HF aunque en nuestro estudio prestaremos atención a la banda LF y HF puesto que las bandas ULF y VLF solo aportan información en grabaciones largas que no son el objetivo de los estudios presentados en esta tesis (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996).

Los valores que se calculan en cada banda son (Figura 40):

- **Valores absolutos de la potencia de cada banda (aLF, aHF)**, que se obtienen integrando la señal del espectro contenida en cada banda).
- **Valores normalizados sobre el total de la señal incluyendo la banda VLF (pLF, pHF)** o normalizados sobre la energía de las dos bandas (nLF, nHF).
- **Valores del pico de frecuencia máxima en cada banda (peakLF, peakHF)**, no muy usados actualmente y los cuales serán analizados en esta tesis.
- **Ratio LF/HF (LFHF)** que refleja el llamado balance simpato-vagal ampliamente utilizado para reflejar la relación entre la activación del sistema simpático y el parasimpático.

Para el cálculo de la función espectral (PSD) existen diferentes métodos en la literatura como se ha comentado anteriormente (3-31). En este caso se van a calcular los parámetros de frecuencia en diferentes métodos para comparar su efectividad a la hora de medir en obesidad infantil.

Los métodos empleados son:

- Método de Welch (subíndice `_Welch`), basado en FFT, no paramétrico, requiere de señal estacionaria y re muestreada). Se va a realizar separando la señal en ventanas de tipo Hamming solapadas al 50% de unos 120 segundos de tamaño.
- Método de Burg (subíndice `_AR`), autorregresivo paramétrico, requiere de señal estacionaria y re muestreada. El orden elegido ha sido de 16 (Boardman et al. 2002).
- Método de Lomb-Scargley (subíndice `_LS`), basado en FFT, no requiere de unidades muestreadas uniformemente en el tiempo, discrepancia en su utilidad en señales IBI (Castiglioni et al. 1996; Zhang & Chan 2005). Testaremos su utilidad en este tipo de medidas.

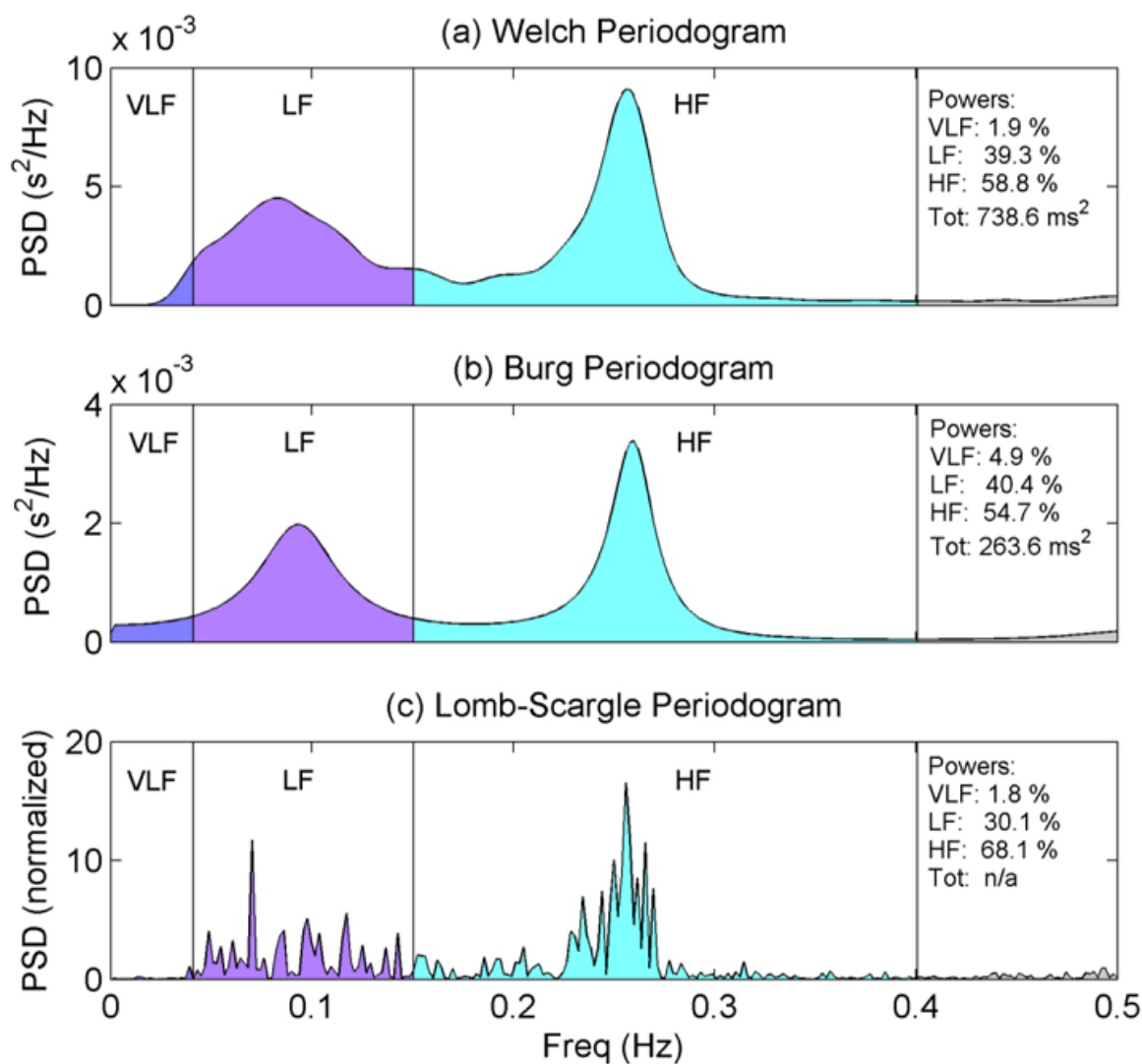


Figura 40 Comparación de los 3 métodos con una señal de un paciente sano (Ramshur, 2010).

### 6.3.2.3.3. ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO FRECUENCIA

Los métodos en el dominio de la frecuencia no aportan información de cómo evoluciona en el tiempo el espectro, para esto se emplearán los métodos de Tiempo-Frecuencia.

Se utilizarán tres métodos:

- (1 y 2) Periodograma de Burg y Periodograma de Lomb-Scargley (LSB) (Rajendra Acharya U Jasjit S Suri 2007) En estos dos métodos se utilizará la técnica del periodograma ventanado. Es esta técnica la señal se separa en ventanas de tiempo consecutivas en las cuales se calcula el PSD. Existen dos métodos: Burg y LSB . Cada valor de HRV para cada ventana de tiempo conforma una señales continua que evolucionan en el tiempo: HF(t), LF(t) o LFHF(t). Un nuevo parámetro que aparece en este tipo de cálculo es el ratio de LHFH (**rLFHF**, Carvalho et al. 2003), que se define como un indicador global de la relación simpato-vagal. Si representáramos en una gráfica (Figura 41) la relación instantánea LFHF a lo largo del tiempo y ahora dibujáramos una línea horizontal con valor 1 que representa igual tono simpático y parasimpático, cuando la señal y por debajo del umbral habría un equilibrio del parasimpático, el rLFHF se define como el ratio entre el área de la señal por encima de la línea horizontal unidad (dominio simpático) y el área de la señal por debajo de la línea unidad (dominio parasimpático).

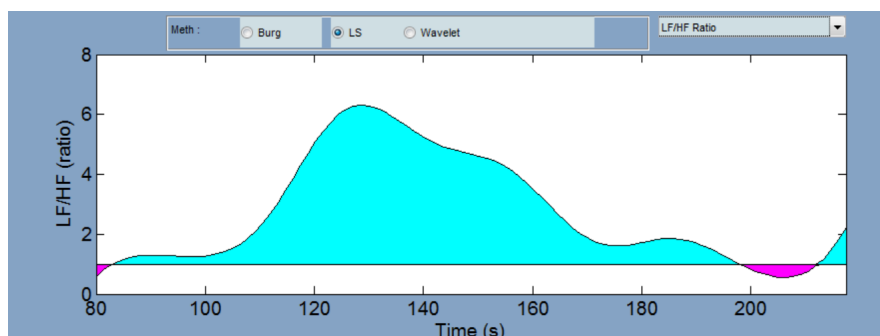


Figura 41 Cálculo del ratio LFHF

- (3) Análisis espectral con Wavelets (Vetterli & Herley 1992; Rajendra Acharya et al. 2006; Ramshur 2010) Como la transformada de Fourier la transformada wavelet separa la señal en sus componentes fundamentales. Sin embargo, a diferencia de Fourier, las transformadas wavelet pueden trabajar con señales no estacionarias (como es el caso de la señal RR) y no están limitadas a un conjunto de componentes fundamentales básico de formas de onda como hace Fourier con las ondas sinusoidales. Parece que debido al carácter de fractalidad de las señales HRV se pueden encontrar patrones más fácilmente utilizando esta técnica.

### 6.3.2.3.4. ANÁLISIS NO LINEAL

Por último se aplicarán diferentes indicadores de análisis no lineal a la señal. Se ha demostrado que el hecho de que se reduzca la complejidad (Papaioannou et al. 2006) o la

fractalidad de la señal NN (Bojorges-Valdez et al. 2007) puede implicar una característica general de deterioro cardíaco.

Se aplicarán tres tipos de técnicas principalmente:

- Análisis mediante gráficas de Poincaré. Las gráficas de Poincaré son un tipo de gráficas que tratan de representar la auto similitud de una señal. Para ello dibujan en el caso de los intervalos IBI, los intervalos actuales versus el anterior (Fishman et al. 2012; Kamen & Tonkin 1995). Las ideas del análisis Poincaré en HRV es que cada intervalo IBI está influenciado por su anterior, formando lo que se llama un “a tractor” (Lerma et al. 2003). Normalmente se ajusta una elipse colocada sobre el eje identidad y con centro en la media de los intervalos RR. Los ejes de esta elipse (SD1 para el eje vertical al eje unidad y SD2 para el eje horizontal al eje unidad) representan la variabilidad a corto plazo (SD1) y la variabilidad a largo plazo (SD2) (Brennan et al. 2002), el índice SD1/SD2 también se ha comprobado como un índice para detectar riesgo de mortalidad cardíaca (Stein & Reddy 2005).
- Análisis de complejidad (entropía) de la señal. En este caso se va a analizar un tipo de entropía llamada Entropía Muestral (“*Sample Entropy*” *sampen*) que es un factor que intenta cuantificar la complejidad o grado de nueva información generada (Richman & Moorman 2011). Básicamente la interpretación que podemos hacer de este parámetro es que si la entropía valiera 0, entonces las secuencias consecutivas son idénticas y cuanto más grande es su valor mayor es la complejidad de la señal analizada. Este factor parece que va relacionado con un menor riesgo de mortalidad a mayor entropía (Tsipouras et al. 2006).
- Análisis de la fractalidad de la señal, el análisis que vamos a realizar es la técnica llamada “*Detrended Fluctuation Analysis*” (DFA) que ofrece un análisis de la autosimilaridad (*self-similarity*) o fractalidad de una señal; estos conceptos definen que un sistema o forma puede descomponerse en otros elementos que a su vez se descomponen otra vez en elementos con la misma estructura pero en diferentes escalas (Seely & Macklem 2004). Así pues, el análisis DFA trata de cuantificar la fractalidad o autosimilitud de series temporales no estacionarias como es el caso de las señales IBI (Peng et al. 1995; Liu & Zhou 2009).

---

### 6.3.3. TÉCNICAS ESTADÍSTICAS

---

En cada uno de los estudios y dependiendo de las variables a analizar y de las hipótesis planteadas se utilizarán una serie de técnicas estadísticas. El programa estadístico usado ha sido el SPSS de IBM. Resumiremos aquí las principales técnicas y herramientas estadísticas empleadas aunque en el apartado de resultados se irán describiendo con mayor detalle las técnicas y resultados obtenidos.

Todos los datos fueron trabajados con la herramienta Matlab 2010 -2012 y SPSS v.19.

- Todas las muestras fueron primeramente analizadas con test descriptivos de exploración para tratar de descartar posibles outliers



- Para la comparación de valores y determinación de diferencias significativas entre variables independientes se han optado por diferentes técnicas según el análisis:
  - En los resultados del estudio A se han usado test manova. Los parámetros del test fueron: sig.0.05, factores entre-sujetos: obesidad y sexo.
  - Tanto en el estudio A como en el C, respecto a la comparación de valores de HRV, se realizó un test de normalidad inicial de Kolgomoronov, si las variables resultaron normales se procedió como el anterior punto realizando las comparaciones con un test anova, sin embargo si las variables parecían estar distribuidas uniformemente, entonces se aplicó el test de Mann-Whitley.
  - En el estudio C se aplicaron test anova de medidas repetidas para poder comparar las variables en las 4 fases de la prueba (reposo antes del esfuerzo, esfuerzo, recuperación y reposos tras el esfuerzo). Los parámetros del test fueron: sig.0.05, factores entre-sujetos: obesidad y sexo, factores intra-sujetos: fases ejercicio. Se revisó la esfericidad y si está no se cumplía se adoptó el estadístico de GeenHouse-Geisser como criterio (Votano et al. 2004).
- A la hora de determinar los errores en los modelos ajustados se usaron los test de Balnd-Altman para comprobar el error y su distribución así como análisis residuales
  - A la hora de determinar modelos por regresión en el estudio B una de las técnicas usadas fue la del "*stepwise regression*".
- Para el estudio de relaciones entre variables en todos los estudios se han realizado test de correlaciones parciales de Pearson controlando el sexo y el grado obesidad

---

#### 6.3.4. REALIZACIÓN DE CÁLCULOS ADICIONALES

---

Una serie de cálculos se realizaron con los datos obtenidos para generar nuevas variables y valores de análisis.

- a) **Cálculo del índice de Actividad (SMA)** (descrito anteriormente en el apartado 6.2.2.1)
- b) **Cálculo del MET real:** por un lado se promedió el consumo de oxígeno en los últimos 5 minutos de la fase de medición del metabolismo basal y este valor fue adoptado como el **VO<sub>2</sub>basal**. Posteriormente se dividió el consumo de oxígeno en diferentes instantes de la prueba por este valor de consumo en basal para obtener el número de METS reales (Ecuación 12).

$$rMET = \frac{VO_2}{VO_2basal}$$

Ecuación 12 Cálculo del rMET.

- c) **Cálculo del VO<sub>2</sub>/ffm** , se dividió el consumo total de oxígeno por el valor de masa magra medido por el equipo de composición corporal Tanita.
- d) **Cálculos de variabilidad en la Presión Arterial:** se calcularon diferentes valores resumen indicativos de la respuesta en tensión arterial del sujeto durante el estudio

como las presión arterial inicial (tanto en sistólica como en diastólica), la presión arterial máxima en esfuerzo, la presión diferencial entre el principio del esfuerzo y el final de esfuerzo, presión diferencial entre final de esfuerzo y final de recuperación (tomando como criterio cuando se llegaba al 50% del HRmax). Todos los valores fueron obtenidos tras promediar 3 tomas consecutivas.

- e) **Cálculos de la morfología de la respuesta cardiovascular al esfuerzo.** una serie de parámetros se calcularon (Figura 43):
- i) **DuracionBalke:** tiempo de duración de la fase de esfuerzo.
  - ii) **Indice50HRmax:** tiempo de recuperación (tomando este tiempo como el tiempo entre el fin de la fase de esfuerzo y el tiempo en llegar al 50% de la HRmax).
  - iii) **VO<sub>2</sub>/BR:** relación entre el consumo de oxígeno y la frecuencia respiratoria.
  - iv) **HR/t, BR/t, VO<sub>2</sub>/t:** pendiente de subida de la frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y consumo de oxígeno.
  - v) Se calculó un parámetro llamado **OUES** ("*oxygen uptake efficiency slope*"), parámetro que relaciona el consumo de oxígeno con la ventilación total y que está relacionado con la reserva cardiopulmonar (Hollenberg & Tager 2000). Este parámetro se determina por la ecuación:

$$VO_2 = OUES \cdot \log VE + b$$

Ecuación 13 Cálculo OUES.

- vi) Otro parámetro de gran interés calculado fue el **VO<sub>2</sub>/HR** ("*oxygen pulse*"), definido como la pendiente entre el consumo de oxígeno y la frecuencia cardiaca (Street 2011). Este valor se relaciona directamente con la salida cardiaca del individuo.
- f) **Cálculo de la Frecuencia Cardiaca de Recuperación (HRrecov).** Para el cálculo de la frecuencia cardiaca de recuperación se calculó el descenso del HR desde el valor de pico calculado en la fase de esfuerzo al promedio de los tres primeros valores superados el intervalo de 1 minuto. Este parámetro se calculó también para cada minuto de los 5 primeros minutos, es decir se obtuvieron 5 valores HRrecov1, 2, 3, 4 y 5 (Ecuación 14).

$$HRrecovX = (HRpico\ esfuerzo - HRminX\ en\ la\ fase\ de\ recuperacion)$$

Ecuación 14 Cálculo HRrecov.

- g) **Cálculo de la Frecuencia Cardíaca de Recuperación relativa a la Frecuencia Cardíaca de reserva (ratioHRrecov/HRreserve).** En este caso calcularemos el valor de recuperación en cada minuto relativo al valor de reserva de la frecuencia cardíaca que se define como la diferencia entre el valor de pico obtenido en el esfuerzo y el valor de reposo de la fase inicial antes de comenzar el esfuerzo (Ecuación 15).

$$\text{ratioHRrecovX/HRreserve} = \text{HRrecovX/HRreserve}$$

Ecuación 15 Cálculo ratioHRrecov/HRreserve.

- h) **Cálculo de la Frecuencia Cardíaca de Esfuerzo (HRuptake).** Para el cálculo de la frecuencia cardíaca de esfuerzo se procedió de manera similar al HR de recuperación pero en este caso calculando en los primeros 5 minutos de esfuerzo. En este caso se calculó la variación del HR desde el valor de inicio de la fase de Esfuerzo al promedio de los tres primeros valores superados el intervalo de cada uno de los 5 primeros minutos es decir se obtuvieron 5 valores HRuptake1, 2, 3, 4 y 5 .

$$\text{HRuptakeX} = (\text{HRminX en fase esfuerzo} - \text{HRinicio fase esfuerzo})$$

Ecuación 16 Cálculo HRuptake.

- i) **Cálculo de la Tau de caída en parámetros cinéticos de respuesta cardiorrespiratoria de la recuperación tras el esfuerzo.** Para ello se ajustó una curva exponencial de primer orden (Ecuación 17), por medio del paquete software de Matlab “*Curve Fitting*”. Se calculó el valor de la constante de tiempo de la función ajustada a cada señal de análisis (VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub> y HR), este valor se define como el tiempo en el que el valor decrece un 63% de su magnitud ; también se calcularon los parámetros de la curva exponencial decreciente (valor inicial, valor asintótico final y diferencia entre ambos). En la Figura 42 podemos apreciar el tipo de parámetros extraídos de una señal tipo.

$$a * e^{-\frac{t}{TAU}} + b$$

Ecuación 17 Curva exponencial decreciente de cinética de la caída ventilatoria tras esfuerzo.

- j) **Cálculo del ratio de caída de parámetros de la recuperación cardiorrespiratoria al esfuerzo.** También obtendremos un nuevo valor en esta tesis que definiremos como **ratioRecov** (Figura 42), que ponderará el decremento por unidad de tiempo en las señales de recuperación analizadas (VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub> y HR).

En la siguiente gráfica se pueden apreciar los cálculos realizados a la hora de estudiar la cinética de la respuesta cardiorrespiratoria a la recuperación tras el esfuerzo

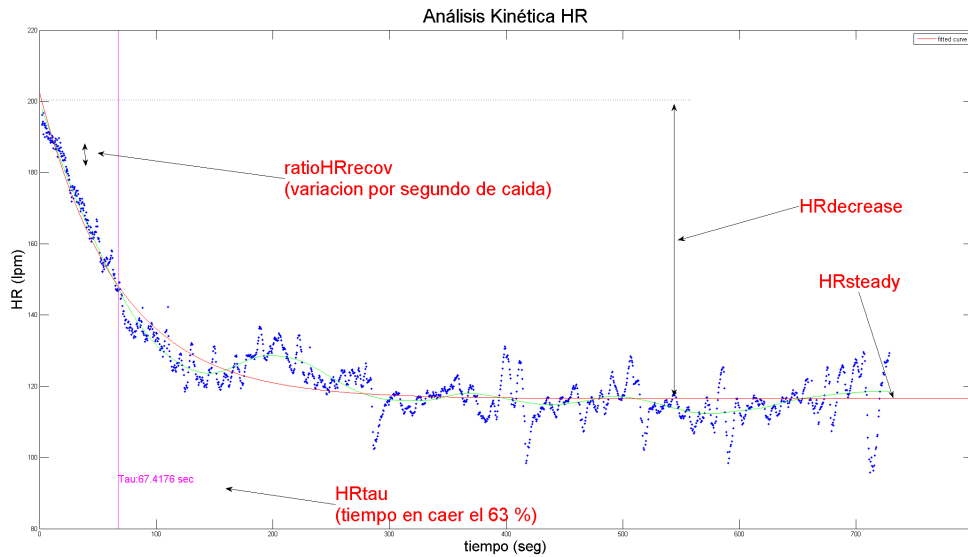


Figura 42 Ejemplo de un participante de la señal de HR y como se calculan los parámetros de la cinética de caída del consumo tras el esfuerzo. Esto mismo se realizará para el consumo de O<sub>2</sub> y la producción de CO<sub>2</sub>.

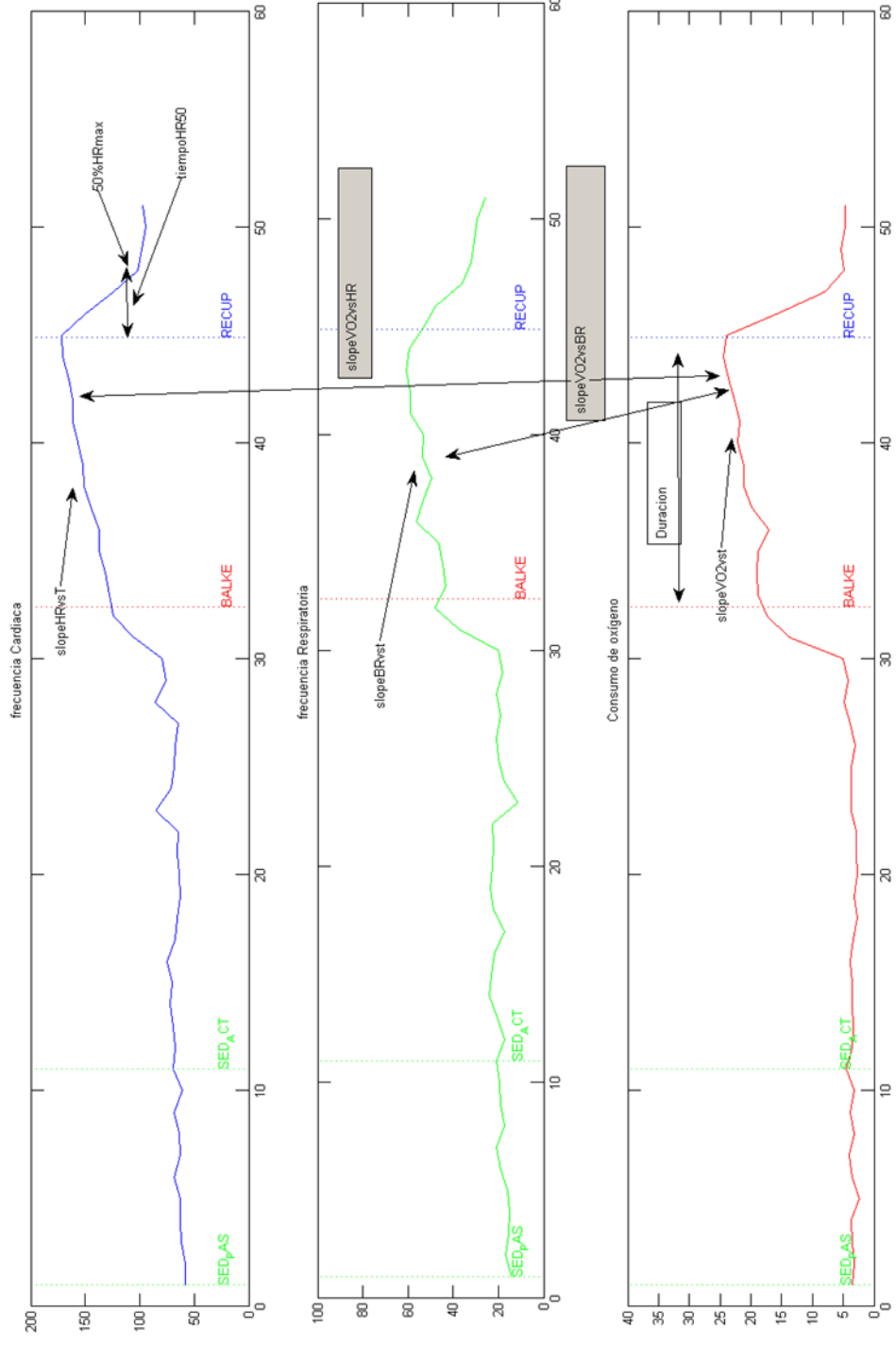


Figura 43 Parámetros calculados en la morfología de la respuesta cardiovascular al esfuerzo





## 7. Resultados y discusión

## 7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

En este capítulo se presentan los resultados de la Tesis. Los resultados se estructurarán separados en los diferentes estudios que se han realizado en el trabajo de investigación desarrollado. Por cada estudio se presentarán los resultados y una discusión relativa a cada uno de los estudios.

El primer estudio que se presenta que se nombrará como *Estudio A*, es un estudio que se realizó en el Hospital General Universitario de Valencia y el colegio Max UAB de Valencia para estudiar el metabolismo basal de niños normo peso y niños obesos. A continuación de este se presenta el *Estudio B*, desarrollado junto al Hospital General Universitario de Valencia con un grupo de población infantil con obesidad y sobre peso y otro grupo de control de población normo peso. En este estudio se presentan principalmente los datos referentes a la investigación y avance de nuevos modelos de gasto metabólico asociado a la actividad física. En el último estudio que se presenta en los resultados, el *Estudio C*, se realizaron pruebas de esfuerzo en niños obesos y normo peso en el Hospital General Universitario de Valencia con el objetivo de estudiar la recuperación cardiaca del niño obeso y determinar la utilidad de la medida de la Variabilidad Cardiaca antes, durante y después del ejercicio.

### 7.1. RESULTADOS ESTUDIO A: ESTUDIO DEL METABOLISMO BASAL EN NIÑOS OBESOS CLÍNICOS Y NIÑOS NORMOPESO

---

En esta sección se discuten los datos obtenidos en el estudio y medida del metabolismo basal en niños normo peso y obesos. El estudio se realizó en el Colegio Max AUB de Valencia (n=27 niños) y en el Hospital General Universitario de Valencia (n=29 niños). El estudio contó con dos grupos de poblaciones diferenciadas, niños con peso normal y niños con obesidad. Para la determinación del grupo obeso, se integraron en el propio software de adquisición las ecuaciones para calcular los percentiles y variables tipificadas con los valores de referencia de tablas de crecimiento de 5 a 19 años de la Organización Mundial de la Salud. Los valores de referencia de la Organización Mundial de la Salud de 2007, son una reconstrucción de los valores de 1977 del centro de Salud Nacional de Estadística (NCHS)/WHO (De Onis & Lobstein 2010; World Health Organization 2007). Recordemos que se tomó como criterio para determinar obesidad que el percentil del IMC (peso en kg dividido por la altura en cm cuadrados) excediera el percentil 97 para su edad y sexo según los datos de la OMS.

Respecto al protocolo empleado, todos los niños fueron medidos durante 15 minutos en posición supina y con los ojos cerrados intentando adoptar un estado lo más cercano posible a la situación de fase inicial de sueño. El metabolismo basal se midió con un equipo de calorimetría indirecta (Nieman et al. n.d.). Para el análisis de la respuesta cardiaca se colocó al niño la camiseta TIPS-shirt descrita anteriormente (6-79). Todas las señales fueron sincronizadas para su posterior análisis. Para más detalles consultar 6-71.

Los objetivos principales del estudio fueron:

- a) Comparar Medidas de metabolismo basal, “*resting metabolic rate* (RMR)” y de otras variables de tipo fisiológico y de analítica (4-49) en los dos grupos.



- b) Validar las principales ecuaciones que existen actualmente en la literatura para la predicción del RMR comparándolo con un valor real medido mediante calorimetría indirecta.
- c) Buscar correlaciones entre el Metabolismo Basal medido con valores de diferente naturaleza del sujeto que permitieran elaborar un nuevo modelo de predicción.
- d) Estudiar las diferencias en la Variabilidad Cardíaca en reposo en población obesa y población normo peso.

Los cálculos realizados se pueden consultar en el apartado 6.3.3

---

#### 7.1.1. COMPARACIÓN DE LOS VALORES DE METABOLISMO BASAL REAL MEDIDOS, ANTROPOMÉTRICOS, DIFERENCIAS POR GRUPO Y SEXO

---

En la Tabla 7 se pueden ver los datos de los diferentes grupos medidos durante la prueba de metabolismo. En este caso se presentan los principales datos personales (edad, sexo), antropométricos (peso, altura, IMC y cintura) y de composición corporal (porcentaje de grasa y de masa libre de grasa). Por último se presentan los datos del metabolismo en reposo (llamado BMR o RMR) que han sido obtenidos por medio del protocolo descrito con un equipo de calorimetría indirecta. Se presentan los valores absolutos totales (BMR) expresados en kilojulios por día y también valores ponderados en peso (BMR\_wt), en masa grasa (BMR\_fm) y en masa libre de grasa (BMR\_ffm). En cada uno de los apartados donde se estudien las relaciones del metabolismo basal con otras variables, estas se harán sobre el valor absoluto, los valores ponderados y sobre un nuevo valor categórico llamado **Tipo Metabolismo** que clasifica en cada caso el metabolismo real medido según el valor teórico que le correspondería para su edad y sexo según el modelo más empleado en la literatura científica y que se usa mayoritariamente en la mayoría de equipos de medición de la composición corporal (Harris & Benedict 1918). Dentro de esta clasificación el metabolismo basal del niño medido se clasificó como 1) **metabolismo normal** (dentro de un  $\pm 10\%$  del valor normal teórico), 2) **metabolismo acelerado** (mayor que un 10% del valor normal que le correspondería o 3) **metabolismo lento** (menor que un 10% del valor normal).

A la vista de estos datos y realizando un análisis anova tomando como factores el sexo y el grupo normo peso frente al obeso ( $p < 0.05$ ) se pueden ya comentar una serie de aspectos:

- Los valores de peso, cintura e IMC fueron lógicamente mayores en el grupo obeso que en el normo peso.
- Respecto a la composición corporal se encontraron diferencias significativas entre el grupo obeso y el grupo normal; los valores absolutos y el porcentaje de grasa fueron mayores en el grupo obeso (38,1% vs 17,3%). Al comparar valores absolutos de masa no grasa (“*fat free mass*”), el grupo obeso, mostró un mayor número de kg de masa no grasa, sin embargo al representar este valor relativo al peso, el *porcentaje de masa no grasa fue mayor en el grupo normo peso que en el obeso (82,5% vs 61,7%), indicando un mejor reparto del peso.*
- Si tenemos en cuenta la diferencia de sexos dentro de cada grupo no aparecieron diferencias significativas en estos parámetros.
- Respecto a los valores del metabolismo en reposo medidos por calorimetría *existieron diferencias significativas entre el grupo normo peso y el grupo obeso en todas las*

variables excepto al ponderar el metabolismo basal por la masa no grasa. En este caso se eliminaron las diferencias entre los grupos (Figura 44).

- Respecto a las diferencias en el metabolismo en reposo medido entre diferentes sexos dentro de cada grupo, dentro del grupo obeso existieron diferencias significativas en el RMR total y el ponderado en peso entre mujeres y hombres pero las diferencias se eliminaron al ponderar en masa grasa o en masa no grasa. Dentro del grupo normo peso existieron diferencias significativas entre los dos sexos en todas las variables.
- No existieron diferencias significativas entre el grupo obeso y el normo peso si atendemos a la clasificación de metabolismos lento, normal y acelerado.

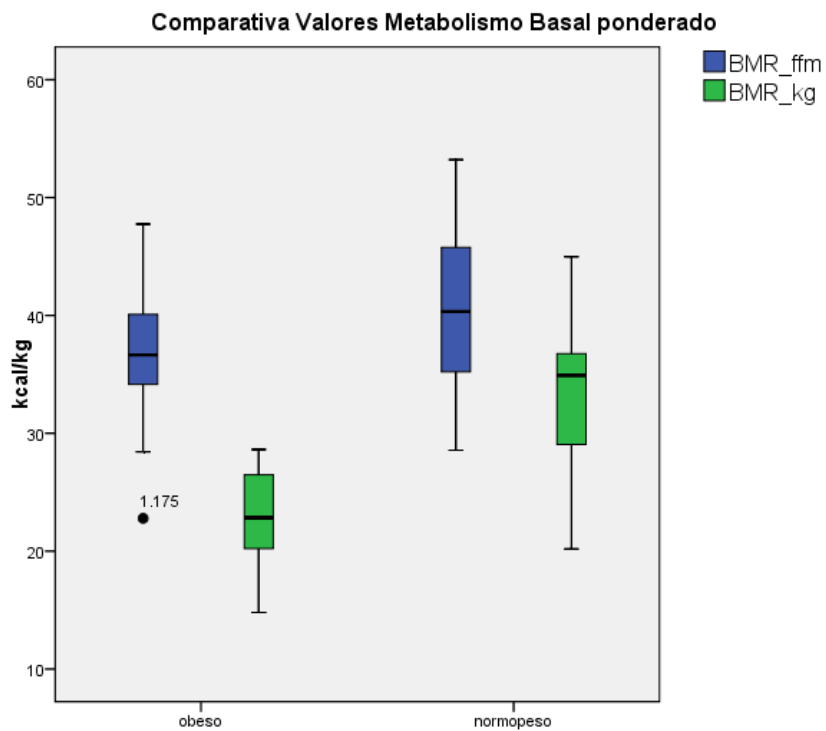


Figura 44 Comparativa valores de metabolismo ponderado

Tabla 7 Datos antropométricos y de las medidas del metabolismo real de los dos grupos (en color verde oscuro los que presentan diferencias significativas según t-test,  $p < 0.005$ ).

	Niños obesos Hospital General Universitario de Valencia Universitario Valencia (N=27)						Niños de peso Normal Colegio MAX AUB Valencia (N=29)					
	Femenino (N=14)		Masculino (N=13)		Total		Femenino (N=17)		Masculino (N=12)		Total	
	Media	sd	Media	sd	Media	sd	Media	sd	Media	sd	Media	sd
Edad	11,6	1,3	11,6	1,8	11,6	1,5	10,0	1,5	10,3	1,6	10,1	1,5
Peso(kg)	67,4	9,6	72,8	16,4	70,0	13,3	36,7	6,5	37,1	6,3	36,9	6,3
Altura(cm)	154,0	7,0	158,4	8,3	156,1	7,8	144,5	8,3	147,8	6,0	145,9	7,5
IMC(kg/cm <sup>2</sup> )	27,9	3,1	28,3	3,9	28,1	3,4	17,4	2,2	16,7	2,1	17,1	2,2
Cintura(cm)	91,4	5,0	97,2	8,8	94,2	7,5	64,5	5,9	65,5	11,2	64,9	8,4
%fat(%)	38,9	4,5	37,3	4,9	38,1	4,6	19,2	8,1	14,6	7,0	17,3	7,9
Grasa(kg)	26,4	6,0	27,5	8,2	27,0	7,0	7,4	3,7	5,6	3,5	6,6	3,7
Magra(kg)	40,9	5,2	45,3	9,4	43,0	7,7	29,4	4,4	31,2	4,2	30,2	4,3
Porffm(%)	60,9	4,3	62,6	4,9	61,7	4,6	80,8	8,1	84,9	6,7	82,5	7,7
BMR (Kcal/dia)	1438,6	212,5	1757,8	312,0	1592,3	306,5	1122,2	249,2	1355,6	228,3	1213,9	263,8
BMR_wt (Kcal/dia·kg)	21,6	3,9	24,5	2,8	23,0	3,7	31,0	6,4	37,4	3,9	33,5	6,3
BMR_ffm (Kcal/dia·kg)	35,5	5,9	39,3	5,2	37,3	5,8	38,2	6,5	44,1	5,5	40,5	6,7

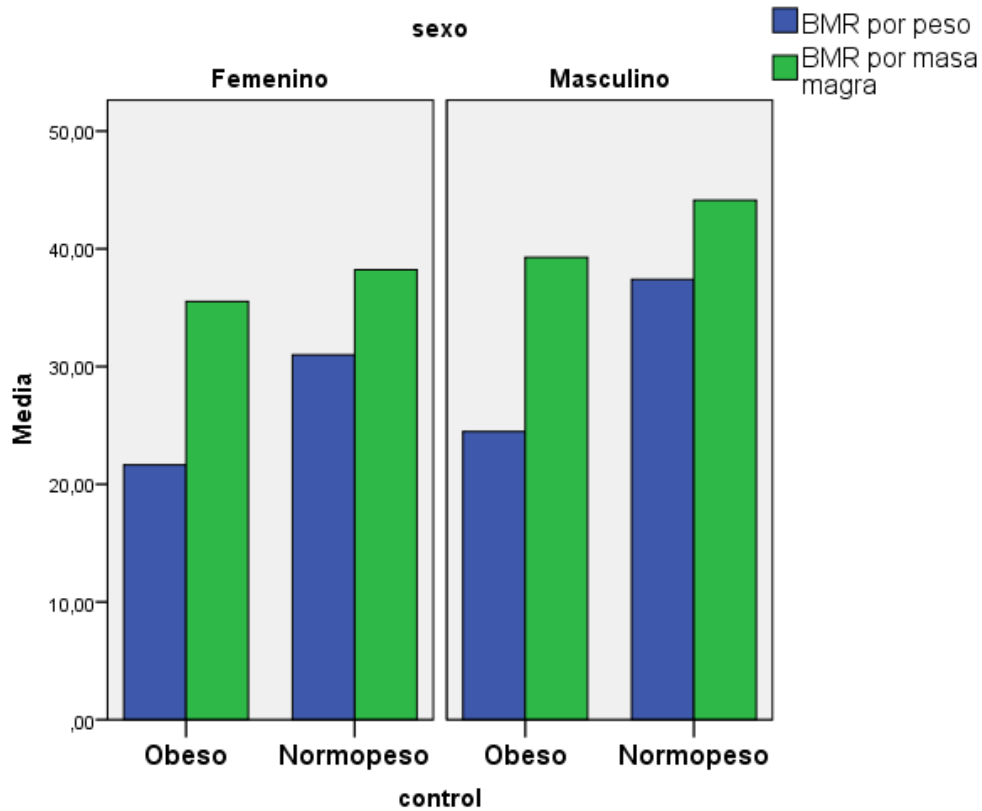


Figura 45 Comparativa valores de metabolismo medidos en los dos grupos.

Respecto a las diferencia de las medidas metabólicas teniendo en cuenta diferentes edades se realizó un test anova para encontrar diferencias significativas dentro de cada grupo obeso y normo peso por grupo de edad.

Los resultados mostraron que *no existían diferencias significativas entre subgrupos por edad excepto en el valor absoluto del metabolismo basal dentro del grupo obeso.*

A continuación se presentan los resultados obtenidos respecto a las relaciones de los valores medidos antropométricos y de composición corporal con los parámetros de metabolismo basal:

Tabla 8 Correlaciones valore antropométricos/composición corporal vs metabolismo (en azul los significativos \*=p<0.05 \*\*= P< 0.01 \*\*\*p<0.005).

		BMR	BMR_kg	BMR_ffm	tipoMetab
IMC	Pearson	,639***	-,770***	-,294	-,170
	Correlación				
Peso	Pearson	,738***	-,722***	-,289	-,081
	Correlación				
altura	Pearson	,732***	-,442***	-,183	,186
	Correlación				
cint_cad	Pearson	,382***	-,186	,102	,072
	Correlación				
%fat	Pearson	,488***	-,776***	-,194	-,160
	Correlación				
masa grasa	Pearson	,651***	-,761***	-,246	-,141
	Correlación				
masa magra	Pearson	,770***	-,595***	-,315*	,003
	Correlación				
porMagra	Pearson	-,487***	,786***	,204	,164
	Correlación				

En la Tabla 8 se pueden apreciar una serie de aspectos interesantes:

- El factor antropométrico que mejor correlaciona con el metabolismo basal fue el peso aunque existieron correlaciones con todos los factores.
- Cuando se calculó el consumo basal de cada kilo del individuo se encontró que el mejor factor que se correlacionaba con él fue el porcentaje de masa magra.
- No existieron relaciones significativas entre el tipo de metabolismo y ningún factor antropométrico ni de composición corporal.
- Al separar por sexos se encontró una correlación más fuerte entre los parámetros antropométricos y de composición corporal en el grupo masculino que en el grupo femenino.

### 7.1.2. COMPARACION PARÁMETROS FISIOLÓGICOS DURANTE LA MEDIDA DEL METABOLISMO BASAL EN NIÑOS OBESOS Y NIÑOS NORMOPESO

Durante toda la prueba se midieron varios parámetros fisiológicos, especialmente en la plataforma TIPS donde se recogieron valores de la frecuencia cardiaca (HR), la frecuencia respiratoria y la cantidad de movimiento (acelerometría). También se tomaron una serie de valores de presión arterial antes de comenzar la prueba. Respecto a la respuesta aeróbica (consumo de oxígeno) se calculó el consumo de oxígeno en basal ( $VO_2$ basal), valor promedio del consumo de oxígeno durante la prueba, el “oxygen pulse” ( $VO_2/HR$ ), valor que relaciona el consumo de oxígeno con la frecuencia cardiaca, el “oxygen uptake efficiency slope (OUES)” (Hollenberg & Tager 2000), otro valor para determinar la capacidad aeróbica y la pendiente

de la relación del consumo de oxígeno con la frecuencia respiratoria ( $VO_2/BR$ ), para más detalles se puede ver el apartado 6.3.4.

Respecto a la respuesta fisiológica de las señales del TIPS se puede apreciar en la Figura 46 como sí existió una diferencia en la respuesta de la frecuencia respiratoria en ambos grupos; en esta figura se aprecia como por encima de la línea roja existieron valores más elevados especialmente en el grupo obeso.

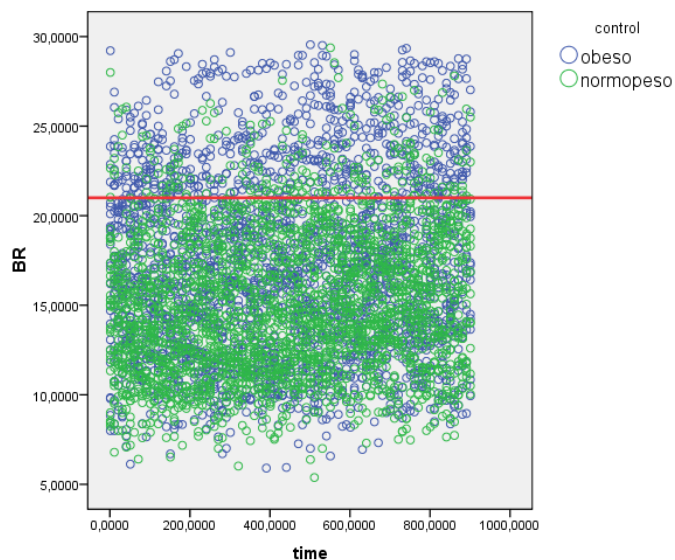


Figura 46 Valores de frecuencia respiratoria durante la prueba en ambos grupos.

No sucedió lo mismo con el valor de la frecuencia cardiaca donde no se apreciaron diferencias significativas en los valores continuos durante los 15 minutos de medida entre los dos grupos (Figura 47). Otro aspecto de mayor interés será el analizar la variabilidad de este valor durante el tiempo, aspecto en el que se entrará más en detalle a continuación con un análisis de la variabilidad cardiaca en ambos grupos.

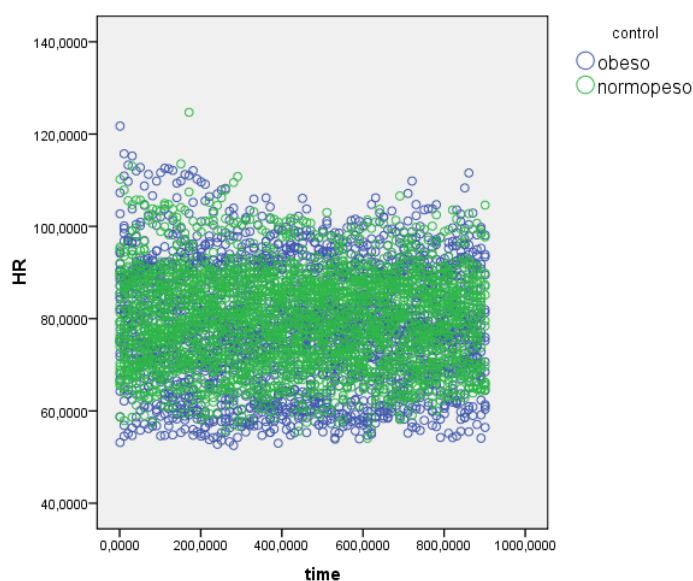


Figura 47 Respuesta de frecuencia cardiaca durante la prueba en ambos grupos.

Atendiendo al test anova y los valores medios que se presentan en la Tabla 9, si atendemos a la comparación entre el grupo obeso y el grupo normo peso se aprecia que:

- Existieron *diferencias significativas entre la actividad (mayor en el grupo normo peso), la frecuencia respiratoria (mayor en el grupo obeso), pero no en la frecuencia cardiaca.*
- Los valores de *presión arterial fueron significativamente mayores en el grupo obeso* (Figura 48).
- Los valores de *consumo de oxígeno basal medios fueron mayores en el grupo normo peso que en el obeso* (4.7 vs 3.4 ml/min·kg), más adelante se explicará cómo en la literatura se acepta 3.5 ml/min·kg como valor medio estándar y los problemas que esto puede ocasionar.
- Existieron *diferencias significativas en el  $VO_2/HR$  (mayor en el obeso) y en el OUES* (también mayor en el grupo obeso).
- Atendiendo al factor del sexo se encontraron *diferencias únicamente en el  $VO_2/HR$  y en el valor de consumo basal medio* ambas menores en el grupo femenino.
- Los efectos de la obesidad y sexo no se modifican al tomar en consideración ambos factores al mismo tiempo. Es decir *no existe una interacción entre la obesidad y el sexo.*

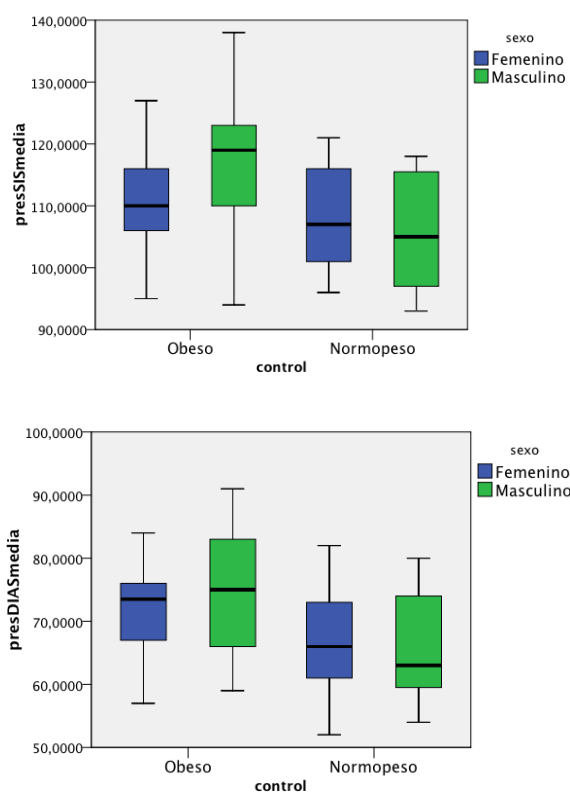


Figura 48 Valores de presión arterial media separados por sexo y por grupo normo peso y grupo obeso

Respecto a la correlación que existe entre este tipo de parámetros y el metabolismo basal podríamos reseñar una serie de valores significativos ( $p < 0.05$ , Pearson):

- La correlación significativa de la *presión Sistólica con el metabolismo total (BMR)*
- La correlación significativa de la *Frecuencia respiratoria en reposo con el consumo ponderado en masa no grasa (BMR\_ffm)*
- La correlación significativa de la *presión diastólica con el metabolismo ponderado en peso (BMR\_wt)*
- La *elevada correlación (0.681 y 0.693) entre el OUES y el VO<sub>2</sub>/HR con el metabolismo basal.*

Tabla 9 Comparación medias variables fisiológicas (en negrita las que presentan diferencias significativas según t-test,  $p < 0.005$ ).

	Control			
	Normo peso		Obeso	
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica
HRrest (lpm) <sup>1</sup>	79,0	11,7	82,8	14,9
<b>BRrest (rpm)<sup>2</sup></b>	<b>15,2</b>	<b>4,7</b>	<b>17,0</b>	<b>5,0</b>
<b>SMArest (counts)<sup>3</sup></b>	<b>0,1</b>	<b>0,002</b>	<b>0,03</b>	<b>0,003</b>
presSISmedia (mmHg) <sup>4</sup>	107,2	8,9	114,2	10,5
presDIASmedia (mmHg)	66,9	8,4	73,7	9,2
VO <sub>2</sub> basal (ml/min·kg) <sup>5</sup>	4,7	0,9	3,4	0,5
<b>OUES (n.u.)<sup>6</sup></b>	<b>340,1</b>	<b>78,6</b>	<b>463,4</b>	<b>179,3</b>
VO <sub>2</sub> /HR (ml/lpm)	0,7	1,8	3,6	2,6
VO <sub>2</sub> /BR (ml/rpm)	-0,2	5,0	0,7	8,2

Si separamos por sexo encontramos que:

- En el grupo obeso masculino hay relación entre el BMR y la presión sistólica (presSISmedia); y entre el tipo de metabolismo y la frecuencia respiratoria en reposo (BRrest).
- En el grupo obeso femenino existe relación entre el tipo de metabolismo y el BMR\_ffm con el BRrest y la señal del acelerómetro en reposo (SMArest) respectivamente.
- En el grupo normo peso femenino existe una relación entre el BMR y la presión diastólica (presDIAS) y entre el tipo de metabolismo y presDIAS
- En el grupo normo peso masculino existe una relación entre el BMR y el SMA en reposo.

<sup>1</sup> lpm: latidos por minuto

<sup>2</sup> rpm: respiraciones por minuto

<sup>3</sup> counts: unidad de actividad , integración vectores aceleración

<sup>4</sup> mmHG: milímetros de mercurio

<sup>5</sup> ml/min·kg: ml de oxígeno por minuto y por kilo de peso

<sup>6</sup> n.u.: sin unidad



### 7.1.3. COMPARACION Y CORRELACIÓN DE PARÁMETROS DE ANALÍTICA

Se analizaron también datos de analítica del grupo obeso. Estos datos fueron tomados en el Hospital General Universitario de Valencia en un intervalo máximo de 2 meses desde la medida del metabolismo basal realizada. Las medidas se realizaron por la mañana con el niño en ayunas. Una breve explicación de cada una de las variables se puede encontrar en los anexos.

Tabla 10 Datos analítica del grupo obeso en la prueba.

	Femenino (N=14)		Niños obesos (N=27)		Total	
	Media	SD	Media	SD	Mean	SD
Glucosa (mg/dL)	76,36	32,86	78,54	35,18	77,41	33,35
Colesterol (mg/dL)	142,93	63,43	144,77	71,29	143,81	66,02
Triglicéridos (mg/dL)	76,57	47,57	83,46	43,23	79,89	44,79
HDL(mg/dL)	41,93	18,80	41,31	19,66	41,63	18,85
LDL(mg/dL)	90,79	41,76	90,31	45,78	90,56	42,89
Insulina (mU/L)	14,02	8,26	13,26	10,42	13,65	9,18
FGIR (n.u.)	5,44	3,38	6,43	4,31	5,92	3,81
QUICKI (n.u.)	0,27	0,12	0,27	0,12	0,27	0,12
HOMA (n.u.)	3,04	1,77	3,02	2,38	3,03	2,04
Trigli_Insul(mg/dL)	2,66	1,15	2,64	1,18	2,65	1,15

En la

Tabla 10 se presentan datos de analítica del grupo obeso, en este caso no existieron datos del grupo normo peso por lo tanto se estudió únicamente si se encontraron correlaciones significativas ( $p < 0.05$ , Pearson) entre estos parámetros y las medidas de metabolismo basal de la Tabla 7 y las variables fisiológicas de la Tabla 9. A este respecto cabe reseñar que :

- Aparecieron relaciones significativas entre el metabolismo basal total (BMR) y los valores de insulina ( $r:0,4$ ) y el índice HOMA ( $r:0,43$ ).
- Aparecieron relaciones significativas entre la presión diastólica media y los valores de insulina ( $r:0,49$ ), el índice HOMA ( $r:0,52$ ) y el índice QUICKI ( $r:-0,47$ ).

### 7.1.4. VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE LA MEDICIÓN DEL METABOLISMO BASAL

Se realizó un análisis de la variabilidad cardiaca en todas las dimensiones posibles durante todo el intervalo de tiempo (ver apartado 3.3 y 6.3).

Para ello se eliminó el primer y último minuto de los 15 minutos de medida con el fin de evitar fases transitorias y asegurarse que la medida se realizó con el paciente en posición supina estable. Todas las señales de ECG fueron filtradas y se detectó la posición del punto R con el algoritmo de Pan Tompkins, algoritmo implementado en las dos versiones del TIPS (Pan & Willis 1985). Para el análisis de HRV todas las señales fueron revisadas manualmente tras la detección automática del intervalo RR para determinar si existían ectópicos o latidos no marcados. Para ello se actualizó la herramienta de visión del ECG de Ramshur (2010), con posibilidades nuevas de edición y análisis manual del tacograma obtenido. Una vez preparadas las señales de intervalos RR, se calculó con otra toolbox (HRVAS) actualizada por el doctorando, el análisis de HRV (ver apartado 6.3.2).

En este caso se van a presentar los datos para cada una de las dimensiones analizadas (temporal, frecuencia y no lineal). Los principales parámetros elegidos para el análisis HRV fueron (para más información ver apartado 6.3.2.3):

- Remuestreo señal del tacograma (IBI): 5 Hz.
- Ancho ventana Welch: 128 puntos.
- Solapamiento ventana Welch: 127 puntos.
- Orden modelo Burg: 16.
- Bandas frecuencia 0.04-0.15 para LF y 0.15-0.4 para HF (no se tendrá en cuenta la banda VLF por trabajar con intervalos cortos de tiempo (5 min) lo que desaconseja la utilidad de esta banda destinada a estudios de 24 horas, Force et al. 1996).
- Valores de variación entre intervalos para calcular el NNX y pNNx: 50 ms.
- Intervalo para el cálculo del SDNNi: 1 min.
- Análisis No lineal:  $r=0.2$ ,  $m=3$ .

#### 7.1.4.1. DIMENSIÓN TEMPORAL

---

Primeramente se realizó el test de Shapiro-Wilk para detectar la normalidad de los parámetros calculados de HRV a analizar ( $p < 0.005$ ). Se usó este test puesto que es más apropiado que el de Kolmogorov para grupos de menos de 50 individuos. Si en ambos grupos se aceptó la hipótesis nula  $H_0$  (es decir la muestra sigue una distribución normal), entonces las variables se compararon por un test anova multivariante de muestras independientes con dos factores, sin embargo, si no se demostró la normalidad, se trató de realizar una transformación logarítmica para convertir en normal la señal y si no se consiguió llegar a la normalidad aun así, entonces se realizó la comparación con el test no paramétrico de Mann-Whitney. Recordemos que la descripción de cada una de las variables que se han calculado y que se presentan en este apartado se puede repasar en el punto 6.3.2.3.1.

Como se aprecia en la Tabla 11, las variables en azul han demostrado que no siguen una distribución normal en al menos en uno de los dos grupos. Para estas variables se ha probado una transformación logarítmica de la variable para ver si se consigue una distribución normal.

Las variables maxRR, SDNN, SDANN, RMSSD y TINN se han distribuido normalmente con la transformación logarítmica así que se incluyen de esta manera en los test paramétricos junto a las anteriores (en negro), el resto se compararán por el test no paramétrico.

Tabla 11 Test de normalidad de Shapiro-Wilk (en azul las variables sin distribución normal).

	Control	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	df	Sig.
maxRR (ms)	0	,940	27	,125
	1	<b>,916</b>	<b>28</b>	<b>,028</b>
minRR (ms)	0	,760	27	,000
	1	<b>,874</b>	<b>28</b>	<b>,003</b>
meanRR (ms)	0	,950	27	,211
	1	,957	28	,301
medianRR (ms)	0	,955	27	,280
	1	,949	28	,185
SDNN (ms)	0	<b>,877</b>	<b>27</b>	<b>,004</b>
	1	<b>,902</b>	<b>28</b>	<b>,013</b>
SDANN (ms)	0	<b>,850</b>	<b>27</b>	<b>,001</b>
	1	<b>,900</b>	<b>28</b>	<b>,012</b>
NNx (n.u.)	0	<b>,898</b>	<b>27</b>	<b>,012</b>
	1	,973	28	,672
pNNx (%)	0	<b>,868</b>	<b>27</b>	<b>,003</b>
	1	,947	28	,165
RMSSD (ms)	0	<b>,795</b>	<b>27</b>	<b>,000</b>
	1	<b>,865</b>	<b>28</b>	<b>,002</b>
SDNNi (ms)	0	<b>,885</b>	<b>27</b>	<b>,006</b>
	1	<b>,846</b>	<b>28</b>	<b>,001</b>
meanHR (lpm)	0	,969	27	,575
	1	,972	28	,622
sdHR (lpm)	0	<b>,356</b>	<b>27</b>	<b>,000</b>
	1	<b>,920</b>	<b>28</b>	<b>,034</b>
HRVTi (ms)	0	,980	27	,852
	1	,964	28	,442
TINN (ms)	0	<b>,850</b>	<b>27</b>	<b>,001</b>
	1	<b>,908</b>	<b>28</b>	<b>,018</b>

En la Tabla 12 y la Figura 49 se pueden apreciar las medias de los valores del dominio temporal calculado y comparado en los dos grupos.

Tabla 12 valores descriptivos del dominio temporal de la variabilidad cardiaca. Significación en la comparación de los dos grupos (\*  $p < 0.05$  \*\* $p < 0.01$  \*\*\* $p < 0.001$ ).

	Obeso		Normo peso	
	Media	SD	Media	SD
maxRR (ms)*(Eta:0.085) <sup>7</sup> (log)	1042,4	(224)	1176,0	(293)
minRR (ms)(np) <sup>8</sup>	499,6	(183)	527,9	(124)
meanRR (ms)	785,4	(128)	766,5	(94)
medianRR (ms)	781,5	(124)	758,0	(98)
SDNN (ms) (log) <sup>9</sup>	85,4	(49)	90,6	(46)
SDANN (ms) (log)	68,0	(43)	78,9	(42)
NNx (n.u.) (np)	320,9	(259)	422,1	(226)
pNNx (%) (np)	29,7	(27)	38,2	(24)
RMSSD (ms) (log)	73,4	(65)	94,0	(68)
SDNNi (ms) (np)	192,7	(52)	188,0	(61)
meanHR (lpm)	79,4	(12)	80,5	(9)
sdHR (lpm) (np)	11,8	(18)	8,8	(3)
HRVTi (ms)	10,0	(2)	9,2	(3)
TINN (ms) (log)	328,0	(203)	304,4	(130)

Respecto a los valores de las componentes temporales *no se apreciaron diferencias significativas entre los grupos de población normo peso y el grupo obeso* tanto en los test paramétricos como en los no paramétricos. *La única excepción fue la variable maxRR que si manifestó una diferencia significativa (\*Eta: 0.085).*

La inclusión del factor sexo no aportó diferencias significativas en combinación con el factor obesidad aunque se encontraron diferencias significativas exclusivamente por el sexo en las variables maxRR (\* Eta: 0.82 F: 4.55) y SDNN (\* Eta: 0.9 F: 5.04).

<sup>7</sup> (Eta): eta al cuadrado parcial, medida de la potencia de la inferencia

<sup>8</sup> (np) Test no paramétrico Mann Whitney

<sup>9</sup> (log) transformada logarítmica para conseguir normalidad

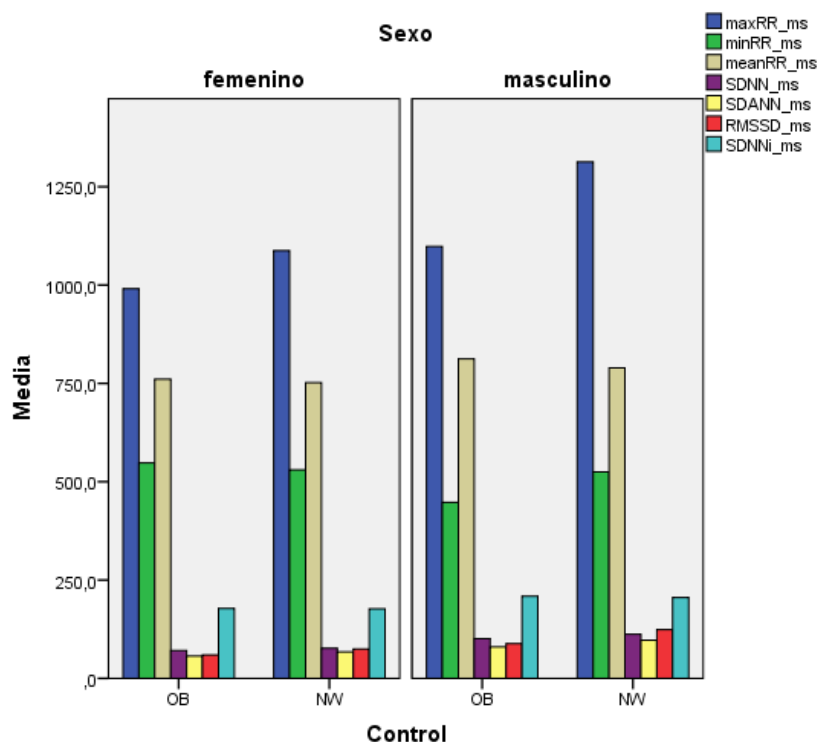


Figura 49 Comparativa valores dominio temporal variabilidad cardiaca separados por sexo y por grupo.

En referencia a las posibles relaciones o correlaciones entre los parámetros metabólicos (BMR, BMR<sub>ffm</sub>, BMR<sub>w</sub> y tipo\_metabolismo) (ver apartado 7.1.1) y los parámetros de la variabilidad cardiaca en el dominio del tiempo se registraron los siguientes resultados teniendo en cuenta todo el grupo de población al completo (obeso y normopeso juntos):

- BMR: existieron correlaciones significativas con el parámetro del sdHR (\*\*<sup>10</sup>, r<sup>11</sup>: 0.414).
- Respecto al metabolismo basal ponderado por el peso (BMR<sub>w</sub>) existieron correlaciones con el parámetro maxRR (\*, r: 0.28).
- Respecto al metabolismo ponderado en masa magra (BMR<sub>ffm</sub>), existieron correlaciones significativas con el parámetro SDANN (\*, r: 0.29) y con el RMSSD (\*, r: 0.29).

Sin embargo al separar a las poblaciones obesa y normo peso encontramos una serie de aspectos reseñables:

- En la población normo peso no se encontraron correlaciones significativas en ninguno de los parámetros de interés (BMR, BMR<sub>kg</sub>, BMR<sub>ffm</sub>, tipo\_metabolismo).
- En la población obesa si se encontraron correlaciones significativas.

<sup>10</sup> Recordar que \* p<0.05, \*\* p< 0.01 , \*\*\* p < 0.001

<sup>11</sup> r: correlación de Pearson

- BMR: sdHR (\*\*,r:0.54), medianRR(\*,r:0.38), meanRR (\*, r: 0.38), maxRR (\*, r: 0.4) y el logaritmo de minRR log\_minRR(\*, r: -0.47).
- BMR\_wt: con el parámetro HRVTi (\*\*, r: 0.53).
- BMR\_ffm: también con el parámetro HRVTi (\*\*, r: 0.56) y con el parámetro log\_TINN(\*, r: 0.39).

Al dividir cada grupo también por sexo hemos visto que:

- El factor sexo no aportó correlaciones en cada subgrupo normopeso
- En el grupo obeso masculino aparece una correlación :
  - BMR\_wt con HRTVi elevada (\*, r: 0.65).
  - la misma variable aun con mayor significación y correlación con BMR\_ffm , HRVTi (\*\*, r:0.72).
- En el grupo obeso femenino existe una correlación en:
  - BMR: con el parámetro sdHR (\*, r: 0.6).
  - BMR\_wt: con HRVTi (\*,r:0.58).
  - BMR\_ffm: con SDANN (\*,r:0.55) y con el parámetro RMSSD (\*,0.63).

Es decir se podría completar la siguiente tabla:

Tabla 13 Correlaciones con el metabolismo basal de las variables de variabilidad cardiaca en el dominio del tiempo.

		BMR	BMR_kg	BMR_ffm	Tipo Metab
Total	Total	SDHR (**0.41) <sup>12</sup> log_minRR (**-0.33)	maxRR (*0.28)	SDANN (*0.29) RMSSD (*0.29)	
	Separación OB/NW	sdHR (**0.54), medianRR (*0.38), meanRR (*0.38), maxRR (*0.4) log_minRR (*-0.47)	HRVTi (**0.53)	HRVTi (**0.56), log_TINN (*0.39)	
Separación OB/NW y sexo	OB masc	sdHR (*0.6)	HRVTi (*0.58)	SDANN (*0.55) RMSSD (*0.63)	
	OB fem		HRTVi (* 0.65)	HRVTi (**0.72)	
	NW masc				
	MW				
	fem				

En siguientes apartados desglosaremos tablas de este tipo también ya que permiten una rápida comprensión de las correlaciones existentes.

#### 7.1.4.2. DIMENSIÓN FRECUENCIA

Respecto a los valores en el dominio de la frecuencia hay que decir que con la herramienta empleada se calcularon los parámetros por tres métodos distintos que se manejan en la

<sup>12</sup> (significación/correlación)

literatura (Welch, Burg (AR) y Lomb-Scargley (LS)) así que en el trabajo se van a presentar los diferentes parámetros obtenidos por los tres métodos para determinar:

- Por un lado si existen diferencias significativas usando un método u otro de cálculo en el dominio de la frecuencia.
- Para determinar si se observan diferencias significativas entre los dos grupos y posibles relaciones de estos factores con el metabolismo basal.

### 7.1.4.2.1. COMPARACIÓN DE MÉTODOS

La primera acción fue comparar si existían diferencias significativas en un mismo sujeto empleando uno u otro método de análisis. Lo que se pretende es determinar si existen diferencias significativas que invitan a pensar en la necesidad de replicar los parámetros calculados para cada uno de los métodos a la hora de analizar la variabilidad cardiaca.

Para ello se estableció una prueba de muestras relacionadas comparando cada uno de los parámetros por cada sujeto obtenido por cada uno de los métodos. También se calcularon los intervalos de confianza de estas diferencias entre los parámetros calculados con las tres técnicas (Figura 50).

Si se revisa la Tabla 14 y la Figura 50 con los resultados de la prueba T de muestras relacionadas se aprecia que:

- Las diferencias significativas en los valores de los métodos de Welch , Burg Y Lomb Scargley se dan en los valores de energía absoluta principalmente (aLF y aHF).
- No se apreciaron diferencias significativas en el resto de variables de interés en este estudio.

Tabla 14 Prueba t de muestras relacionadas para comparar las diferentes técnicas de cálculo de HRV en el dominio de la frecuencia (en fondo azul oscuro las relaciones con diferencias significativas).

	Diferencias entre los pares		t	df	Sig. (2-tailed)
	Media	Desviación Std.			
aLFWELCH – aLFAR	1659,08	3721,58	3,34	55,00	0,00
aHFWELCH – aHFAR	3094,54	4359,21	5,31	55,00	0,00
pLFWELCH – pLFAR	-1,21	4,53	-2,00	55,00	0,05
pHFWELCH – pHFAR	-0,41	5,87	-0,52	55,00	0,60
nLFWELCH – nLFAR	0,00	0,05	-0,35	55,00	0,73
nHFWELCH – nHFAR	0,00	0,05	0,35	55,00	0,73
LFHFWELCH – LFHFAR	-0,05	0,87	-0,44	55,00	0,66
peakLFWELCH - peakLFAR	0,00	0,04	-0,09	55,00	0,93
peakHFWELCH - peakHFAR	-0,01	0,06	-1,53	55,00	0,13
aLFWELCH – aLFLS	3056,38	6395,45	3,58	55,00	0,00
aHFWELCH – aHFLS	5140,17	7283,56	5,28	55,00	0,00
pLFWELCH – pLFLS	0,12	5,74	0,16	55,00	0,88
pHFWELCH – pHFLS	-0,59	13,60	-0,33	55,00	0,75

nLFWELCH – nLFLS	0,01	0,13	0,73	55,00	0,47
nHFWELCH – nHFLS	-0,01	0,13	-0,73	55,00	0,47
LFHFWELCH – LFHFLS	0,20	1,12	1,33	55,00	0,19
peakLFWELCH - peakLFLS	0,01	0,03	1,99	55,00	0,05
peakHFWELCH - peakHFLS	0,00	0,07	0,40	55,00	0,69
aLFAR – aLFLS	1397,30	3692,94	2,83	55,00	0,01
aHFAR – aHFLS	2045,64	2968,58	5,16	55,00	0,00
pLFAR – pLFLS	1,33	6,95	1,43	55,00	0,16
pHFAR – pHFLS	-0,18	14,87	-0,09	55,00	0,93
nLFAR – nLFLS	0,01	0,13	0,88	55,00	0,39
nHFAR – nHFLS	-0,01	0,13	-0,88	55,00	0,39
LFHFAR – LFHFLS	0,25	1,40	1,34	55,00	0,19
peakLFAR – peakLFLS	0,01	0,04	1,79	55,00	0,08
peakHFAR – peakHFLS	0,02	0,06	1,92	55,00	0,06

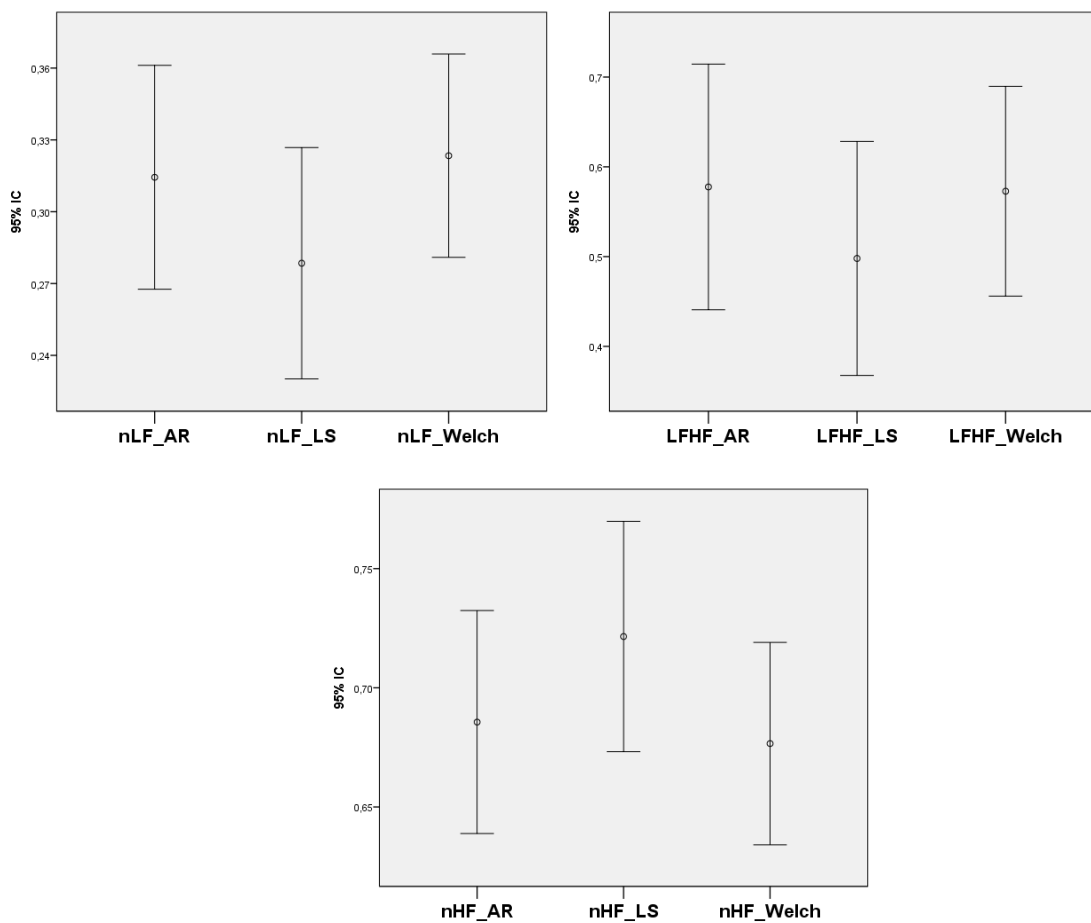


Figura 50 Intervalos de confianza de las variables normalizadas de las bandas LF y HF y el ratio LFHF para los tres métodos de cálculo.

A partir de estos datos y de la naturaleza de este estudio se extraen unas conclusiones iniciales que se aplicarán en el siguiente punto a la hora de analizar la variabilidad cardiaca en el dominio de la frecuencia:

- No se analizarán los parámetros relacionados con la banda VLF puesto que esta banda solo tiene aplicación en medidas de variabilidad cardiaca de intervalos largos de ECG



(normalmente en espacios de 24 horas y no en espacios cortos de tiempo como este caso, Force et al. 1996).

- Solo se elegirán los valores normalizados, de porcentaje y de pico del mejor método puesto que no presentan diferencias significativas entre ellos.
- Los valores absolutos si se analizarán para cada método puesto que han demostrado diferencias significativas.

#### 7.1.4.2.2. VARIACIONES ENTRE EL GRUPO NORMO PESO Y GRUPO OBESO EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

Se realizó el mismo tipo de análisis que el descrito anteriormente, primero un test de normalidad y según esto un anova o el test de Mann Whitney. Según los datos de la Tabla 15 se puede extraer que:

Respecto al test de normalidad de Shapiro-Wilkins en las variables de energía absoluta (aLF, aHF) solo la variable aLF\_LS (recordemos que es la energía en la banda LF con el método de Lomb Scargley (ver apartado 6.3.2.3.2) resultó tener una distribución normal, sin embargo en las variables porcentuales o relativas el método de Lomb Scargley fue el único que no aportó variables de distribución normal (nHF\_LS, nLF\_LS, pHF\_LS, pLF\_LS). Respecto a los ratios LFHF en todos los casos la distribución no fue normal. Con la transformación logarítmica, todas las variables que no presentaban distribución normal superaron el test de la normalidad (ver apartado Anexos).

Así pues se realizó con todas ellas un test anova con 2 factores fijos (control y sexo). (Tabla 15)

Tabla 15 Comparación valores hrv en frecuencia entre obesos y normo peso (\*:  $p < 0.05$  \*\*:  $p < 0.01$  \*\*\*:  $p < 0.001$ ).

	Obeso		Normo peso	
	Media	Desv.Est.	Media	Desv.Est.
aHF_AR (ms <sup>2</sup> )(log) * (Wilcoxon:620)	1664,34	(2872)	2649,29	(3412)
aHF_LS (ms <sup>2</sup> ) *** (Eta:0.43)(log)	,025	(0)	,083	(0)
aHF_Welch (ms <sup>2</sup> ) * (Eta:0.1)(log)	4006,74	(6600)	6571,66	(8259)
aLF_AR (ms <sup>2</sup> ) (log)	429,46	(427)	559,45	(591)
aLF_LS (ms <sup>2</sup> )	-1,80	(0)	-2,01	(0)
aLF_Welch (ms <sup>2</sup> )	1277,57	(1336)	1590,96	(1676)
LFHF_AR (ratio) * (Eta:0.1)(log)	,727	(1)	,433	(0)
LFHF_LS (ratio) *** (Eta:0.47)(log)	,805	(1)	,202	(0)
LFHF_Welch (ratio) * (Eta:0.11)(log)	,706	(0)	,444	(0)
nHF_LS (n.u.) *** (Wilcoxon:440)	,594	(0)	,845	(0)
nHF_Welch * (Eta:0.11)	-,22	(0)	-,15	(0)

nLF_AR (n.u.) * (Eta: 0.1)	-,49	(0)	-,68	(0)
nLF_LS (n.u.) *** (Eta:0.44)(log)	,406	(0)	,155	(0)
nLF_Welch (n.u.) * (Eta:0.11)	-,46	(0)	-,64	(0)
pHF_AR (%) * (Eta:0.1)	1,76	(0)	1,84	(0)
pHF_LS (%) *** (Wilcoxon: 442)	57,9	(15)	83,6	(10)
pHF_Welch (%) *(Eta:0.12)	1,76	(0)	1,84	(0)
pLF_AR (%) * (Eta:0.1)	1,49	(0)	1,31	(0)
pLF_LS (%) *** (Eta:0.44)	39,5	(15)	15,3	(10)
pLF_Welch (%) * (Eta:0.1)	1,52	(0)	1,35	(0)
peakHF_AR (Hz)	,25	(0)	,24	(0)
peakHF_LS (Hz)	,23	(0)	,53	(0)
peakHF_Welch (Hz)	,23	(0)	,23	(0)
peakLF_AR (Hz)	,13	(0)	,14	(0)
peakLF_LS (Hz)	,10	(0)	,11	(0)
peakLF_Welch (Hz)	,11	(0)	,11	(0)

Analizando los resultados se puede apreciar que:

- El factor de obesidad tuvo un efecto significativo en el ratio LFHF, con una aumento del tono simpatovagal en el grupo obeso, esta diferencia se manifiesta especialmente en el LFHF de Lomb Scargley (Eta:0.471) aunque el efecto del factor Obesidad sobre la variable no sea tan importante en el LFHF de Welch (Eta:0.1) o el LFHF de Burg (Eta:0.09). El efecto del sexo no parece que introduzca ningún efecto significativo en este parámetro tanto por separado como combinado con el factor de obesidad. (Figura 51).
- Existieron diferencias significativas en las variables normalizadas y de porcentaje con una mayor activación de la banda de alta frecuencia HF en el grupo normo peso y una mayor activación de la banda de baja frecuencia LF en el grupo obeso (Figura 52).
- No existieron diferencias en los picos máximos de las bandas de frecuencia HF y LF.
- Existieron por último diferencias significativas en la energía absoluta de las bandas HF, especialmente en el método de Lomb Scargley (Eta:0.43).

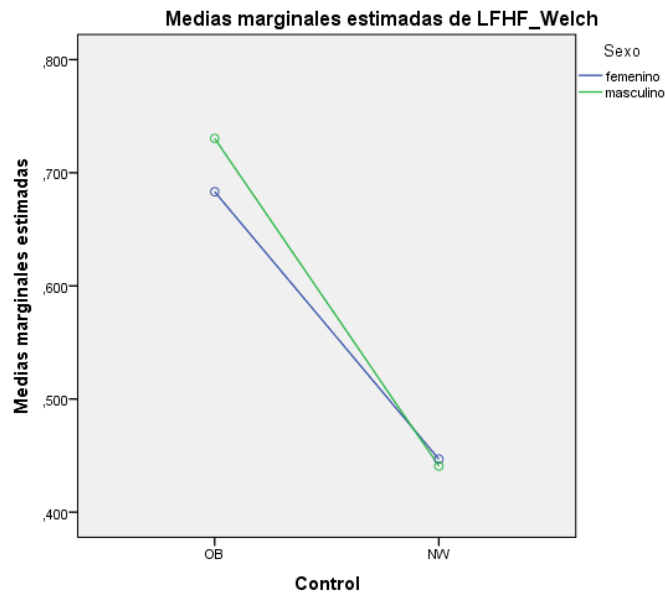


Figura 51 Comparación valor LFHF de Welch por Sexo y obeso/normopeso.

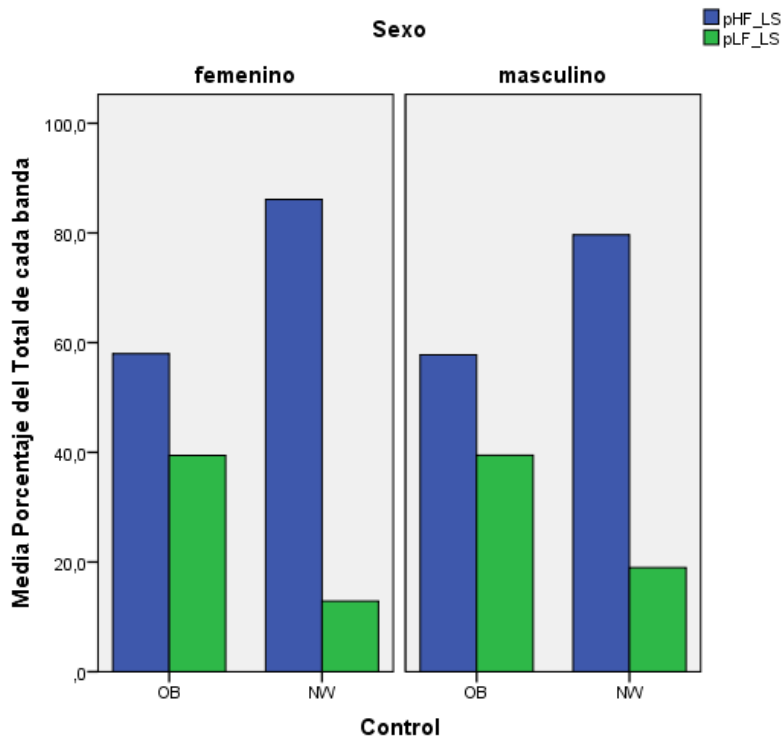


Figura 52 Comparación del porcentaje de activación de las bandas HF y LF separadas por grupo y por sexo.

Respecto a los valores separados por sexo (Figura 52), teniendo en cuenta este factor de una manera aislada, se encontraron diferencias entre el sexo masculino y el femenino en el

parámetro aLF con el método de Welch y el método de Burg. No se encontraron diferencias significativas al combinar los dos factores (obesidad y sexo).

Respecto a las posibles relaciones de estos factores con los valores de metabolismo basal, vamos a preparar la Tabla 16 de correlaciones como en el apartado anterior reseñando las variables que han correlacionado significativamente con las variables del metabolismo basal separadas en diferentes niveles de subdivisión de los datos (toda la muestra, separada por grupo (obeso/normo peso) y separada por sexo).

Tabla 16 Correlaciones con el metabolismo basal de las variables de variabilidad cardiaca en el dominio de la frecuencia.

	BMR	BMR_kg	BMR_ffim	Tipo_Metab <sup>13</sup>
Muestra Total	log_aHF_LS (*-0.32) <sup>14</sup> log_LFHF_LS (* 0.39) nHF_LS (** -0.37) pHF_LS (** -0.37) log_nLF_LS (** 0.38) log_pLF_LS (** 0.38)	log_aHF_AR (*0.29) aHF_LS (**0.54) log_aHF_welch (*0.29) log_aLF_AR (** 0.35) log_aLF_Welch (**0.31) aTotal_LS (**0.5) LFHF_LS (** - 0.4) nHF_LS (**0.42) nLF_LS (**.42) pHF_LS (**0.42) pLF_LS (**-0.41)	aHF_AR (*0.29) aHF_LS (*0.3) aHF_Welch (*0.28) log_aLF_AR (**0.38) aLF_Welch (**0.37) aTotal_AR (*0.32) aTotal_LS (*0.29) aTotal_Welch (*0.3)	log_aLF_AR (**0.41) log_aLF_Welch (**0.35) aTotal_AR (*0.27)
Separados por OB		aLF_AR(*0.39)	aLF_AR (*0.43) aLF_Welch (*0.44)	
	log_aLF_AR (*0.44) log_aLF_Welch (*0.39)			log_aLF_AR (*0.45) log_aLF_Welch (*0.4)
Separados por OB y Sexo			aHF_AR (*0.64) aHF_Welch (*0.62) aTotal_AR (*0.64) aTotal_Welch (*0.62) aHF_LS (*-0.54)	log_aHF_AR (*0.56) log_aLF_AR (*0.57) log_aLF_Welch (*0.56)
		aHF_LS (*0.49) log_aLF_AR (*0.48) aTotal_LS (*0.49)	aHF_LS (*0.6) aTotal_LS (*0.57)	aHF_LS (*0.49) aTotal_LS (*0.5)

<sup>13</sup> Lento/normal/acelerado

<sup>14</sup> (grado significación / correlación)

- En general el método LS es el método con mas correlaciones significativas.
- Se han encontrado más valores de correlación significativa al tratar a toda la muestra en su conjunto.
- En general los valores relacionados con la energía de las diferentes bandas o del total han sido el tipo de variables con mayores correlaciones significativas.
- Si atendemos al metabolismo ponderado en peso o masa magra parece que existe una correlación positiva entre los parámetros relativos a la banda HF y negativa en los parámetros relativos a la banda LF.

### 7.1.4.3. DIMENSION NO LINEAL

En este caso vamos a comparar variables de tipo dispersión (Poincaré SD1, SD2 y SD1/SD2) y medidas no lineales (“*Sample Entropy*”, “*alfa*”, “*alfa1*” y “*alfa2*”) (información de estas variables en apartado 6.3.2.3.4). En la Tabla 17 se pueden ver los datos medios más la desviación estándar en el grupo obeso y el grupo normo peso y las variables que presentaron diferencias significativas en sus medias según el test paramétrico o no paramétrico realizado.

Tabla 17 Datos de comparación de las componentes no lineales del HRV entre obesos y normo peso (\*: p<0.05 \*\*: p < 0.01 \*\*\*: p<0.001).

	Control			
	Obeso		Normo peso	
	Media	Desv. Std.	Media	Desv. Std.
Sampen ** (Eta:0.2)	1,445	(,263)	1,789	(,398)
SD1(log)	52,2	(46,164)	66,3	(48,087)
SD2(log)	104,5	(55,324)	105,6	(47,387)
SD1vsSD2 ** (Eta:0.13)(log)	,4434	(,191)	,5744	(,189)
alfa *** (Wilcoxon: 546.5)	,910	(,163)	,697	(,174)
alfa1	,917	(,246)	,807	(,239)
alfa2 *** (Wilcoxon: 538)	,948	(,164)	,740	(,170)

Atendiendo a los análisis paramétricos y no paramétricos se apreciaron diferencias significativas en los valores de SampEn, alfa, alfa2 y la relación de la gráfica de Poincaré SD1/SD2.

Tabla 18 Correlaciones con el metabolismo basal de las variables de variabilidad cardiaca en el dominio no lineal.

		BMR	BMR_kg	BMR_ffm	TipoMetab
Muestra Total	Total	log_alfa (*0.35)	alfa	SD1	(*0.29)
		log_alfa2 (**0.37)	(*-.031)		
		sampen (*-0.33)	alfa2 (**-0.31)		
			sampen (*-0.3)		
Separados por OB	OB			alfa (*-0.43)	
	NW			alfa2 (*-0.51)	
Separados por OB y Sexo	OB			log_alfa (**-0.69)	log_SD2 (*0.57)
	masc			alfa2 (*-0.64)	
				SD1 (*0.63)	
				SD1vsSD2 (*0.65)	
	OB fem				
	NW masc				
	MW fem				

Respecto a las correlaciones con los parámetros de medida del metabolismo basal (Tabla 18) se puede reseñar que:

- En la muestra total han aparecido correlaciones significativas aunque no muy elevadas.
- Los parámetros alfa y alfa 2 han sido los que mejor han correlacionado en general y especialmente en el grupo obeso.
- En el grupo masculino obeso es donde se han encontrado las mayores correlaciones significativas.

**7.1.5. MODELOS TEÓRICOS DE PREDICCIÓN DEL METABOLISMO BASAL FRENTE A LA MEDIDA OBTENIDA POR CALORIMETRÍA**

El siguiente aspecto a tratar en este estudio fue el comparar los valores reales medidos por calorimetría del metabolismo basal frente a los valores estimados por modelos teóricos que existen en la literatura científica. Se realizó una búsqueda bibliográfica para determinar los modelos más empleados en la actualidad (Hofsteenge et al. 2010; Weijs & Vansant 2010). Se eligieron un total de 26 modelos que se listan en la Tabla 19. Dentro de los modelos elegidos, existen modelos que se han obtenido de población de niños normo peso, otros se han extraído de población infantil general y otros exclusivamente de población obesa. También se testaron algunos modelos extraídos de población adulta. Todos los resultados de los modelos

fueron reajustados a kilo calorías por día (kcal/día) para poder ser comparados unos con otros.

Tabla 19 Listado 26 modelos para el cálculo del RMR

Población Muestra	Referencia	Ecuación	
<b>Modelos de niños normo peso</b>	Henry_1 (kJ/d)	Chica y: $66.9 * \text{peso} + 2876$ Chico y: $47.9 * \text{peso} + 3230$	
	Henry_2WTH (kcal/d)	Chica y: $(9.4 * \text{peso}) + (249 * \text{altura} / 100) + 462$ Chico y: $(15.6 * \text{peso}) + (266 * \text{altura} / 100) + 299$	
	Henry2_peso (kcal/d)	Chica y: $(11.1 * \text{peso}) + 761$ Chico y: $(18.4 * \text{peso}) + 581$	
	Schofield_2_peso/altura (MJ/d)	Chica y: $(0.035 * \text{peso}) + (1.948 * \text{altura} / 100) + 0.837$ Chico y: $(0.068 * \text{peso}) + (0.574 * \text{altura} / 100) + 2.157$	
	Schofield 2_peso (MJ/d)	Chica y: $0.056 * \text{peso} + 2.898$ Chico y: $0.074 * \text{peso} + 2.754$	
<b>Modelos de niños normo peso y obesos</b>	Molnar_1 (kJ/d)	Chica y: $1629.8 + (51.2 * \text{peso}) + (24.5 * \text{altura}) - (207.5 * \text{edad})$ Chico y: $26.9 + (50.9 * \text{peso}) + (25.3 * \text{altura}) - (50.3 * \text{edad})$	
	Molnar_2 (kJ/d)	y: $594.3 + (50.2 * \text{peso}) + (29.6 * \text{altura}) - (144.5 * \text{edad}) - (550 * \text{abs}(\text{sexo} - 1))$	
	Muller_1 (MJ/d)	y: $-0.808 + (0.02606 * \text{peso}) + (0.04129 * \text{altura}) - (0.08369 * \text{edad}) + (0.311 * \text{sexo})$	
	Muller_2 (MJ/d)	y: $2.694 + (0.07885 * \text{ffm}) + (0.02132 * \text{fm}) + (0.327 * \text{sexo})$	
<b>Modelos de niños obesos</b>	Derumeaux (MJ/d)	Chica y: $3.3647 + (0.1371 * \text{ffm}) - (0.1644 * \text{edad})$ Chico y: $2.8862 + (0.1096 * \text{ffm})$	
	Lazzer_1 (kJ/d)	y: $1484.5 + (54.96 * \text{peso}) + (1816.23 * \text{altura} / 100) - (115.93 * \text{edad}) + (892.68 * \text{sexo})$	
	Lazzer_2 (kJ/d)	y: $3631.23 + (68.39 * \text{ffm}) + (55.19 * \text{fm}) - (107.48 * \text{edad}) + (909.12 * \text{sexo})$	
	Schmelzle (kcal/d)	Chica y: $(11.9 * \text{peso}) + (0.84 * \text{altura}) + 579$ Chico y: $(6.6 * \text{peso}) + (13.1 * \text{altura}) - 794$	
	Tverskaya (kcal/d)	y: $775 + (28.4 * \text{ffm}) + (3.3 * \text{fm}) - (37 * \text{edad}) + (82 * \text{sexo})$	
<b>Modelos de adultos</b>	Harris benedict HB_1919 (kcal/d)	Chica y: $665.09 + (9.56 * \text{peso}) + (1.84 * \text{altura}) - (4.67 * \text{edad})$ Chico y: $66.47 + (13.75 * \text{peso}) + (5.0 * \text{altura}) - (6.75 * \text{edad})$	
	Harris Benedict HB_1984 (kcal/d)	Chica y: $477.59 + (9.24 * \text{peso}) + (3.09 * \text{altura}) - (4.33 * \text{edad})$ Chico y: $88.36 + (13.39 * \text{peso}) + (4.79 * \text{altura}) - (5.67 * \text{edad})$	
	Owen (kcal/d)	Chica y: $795 + (7.18 * \text{peso})$ Chico y: $879 + (10.2 * \text{peso})$	
	Luhrman	Chica y: $(3169 + (50 * \text{peso}) - (15.3 * \text{edad})) / 4.18$ Chico y: $3169 + (50 * \text{peso}) - (15.3 * \text{edad}) + 746 / 4.18$	
	Mifflin (kcal/d)	y: $(9.99 * \text{peso}) + (6.25 * \text{altura}) - (4.92 * \text{edad}) + (166 * \text{sexo}) - 161$	
	<b>Modelos de adultos</b>	FAO/OMS (kcal/d)	Chica (0-3 años) y: $61 * \text{peso} - 51$
			(3-10 años) y: $22.5 * \text{peso} + 499$
			(10-18 años) y: $12.2 * \text{peso} + 746$
			(18-30 años) y: $14.7 * \text{peso} + 496$
			(30-60 años) y: $8.7 * \text{peso} + 829$
<b>Modelos de adultos</b>	FAO/OMS (kcal/d)	(> 60 años) y: $10.5 * \text{peso} + 596$	
		Chico (0-3 años) y: $60.9 * \text{peso} - 54$	
		(3-10 años) y: $22.7 * \text{peso} + 495$	
		(10-18 años) y: $17.5 * \text{peso} + 651$	
		(18-30 años) y: $15.3 * \text{peso} + 679$	
<b>Modelos de adultos</b>	Fleish (kcal/d)	(30-60 años) y: $11.6 * \text{peso} + 879$	
		(> 60 años) y: $13.5 * \text{peso} + 487$	
<b>Modelos de adultos</b>	Roza (kcal/d)	Chica y: $35.1 * \text{superfcorp} * 24$	
		Chico y: $36.8 * \text{superfcorp} * 24$	
<b>Modelos de adultos</b>	Roza (kcal/d)	Chica y: $447.5 + (3.04 * \text{altura}) + (9.2 * \text{peso}) - (4.3 * \text{edad})$	



	Chico y: $88+(4.7*altura)+(13.3*peso)-(5.6*edad)$
Kleiber (kcal/d)	Chica y: $65.8*(peso^{0.75})$ Chico y: $71.2*(peso^{0.75})$
Quebeman (kcal/d)	Chica y: $544*superfcorp+414$ Chico y: $789*superfcorp+137$
Nelson (kJ/d)	y: $108*ffm + 16.9*fm$
deLorenzo (kJ/d)	Chica y: $944+(15.74*altura)+(46.32*peso)-(16.66*edad)$ Chico y: $487+(20.95*altura)+(53.28*peso)-(23.85*edad)$

En la Figura 53 y la Figura 54 se pueden apreciar las predicciones de cada uno de los modelos teóricos para cada uno de los grupos y la medida real obtenida (rojo grueso). A simple vista en esta gráfica ya se puede apreciar *la enorme variabilidad en las predicciones de cada uno de los diferentes modelos teóricos* y las diferencias claras en ciertos casos individuales que existieron entre el valor medido y los valores estimados.

Para calcular la precisión de cada uno de los modelos se calculó :

- **Bias** : el error medio de cada modelo.
- **RMSE**: la raíz cuadrada media del error.
- El porcentaje de predicciones correctas, considerándolas como correctas sino superaban un umbral de un  $\pm 10\%$  del valor medido. (Wong et al. 2010)
- De las predicciones que no cumplieron el anterior criterio, que porcentaje de ellas infraestima el valor real y que porcentaje de ellas supraestimó el valor real.

Estos datos se calcularon para la población obesa y la población normo peso por separado. Los datos se presentan en la Tabla 20 y la

Tabla 21. Además de esta tablas, en la Figura 55, Figura 56, Figura 57 y Figura 58 se representan gráficamente para cada uno de los modelos los parámetros que se han comparado en las tablas anteriores para facilitar su interpretación.

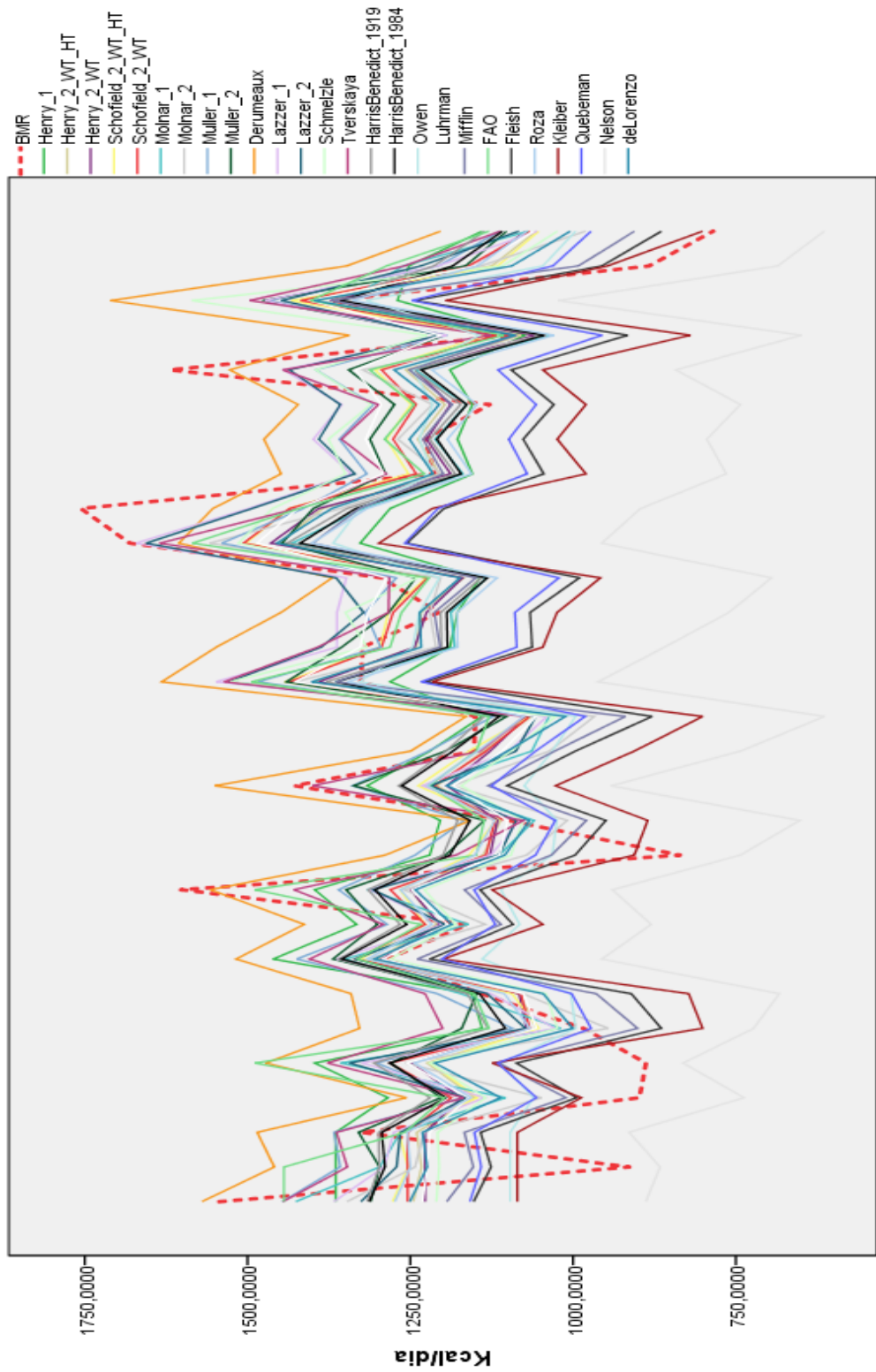


Figura 53 Tabla comparativa valores RMR reales (rojo grueso intermitente) frente a estimados en normo pesos.

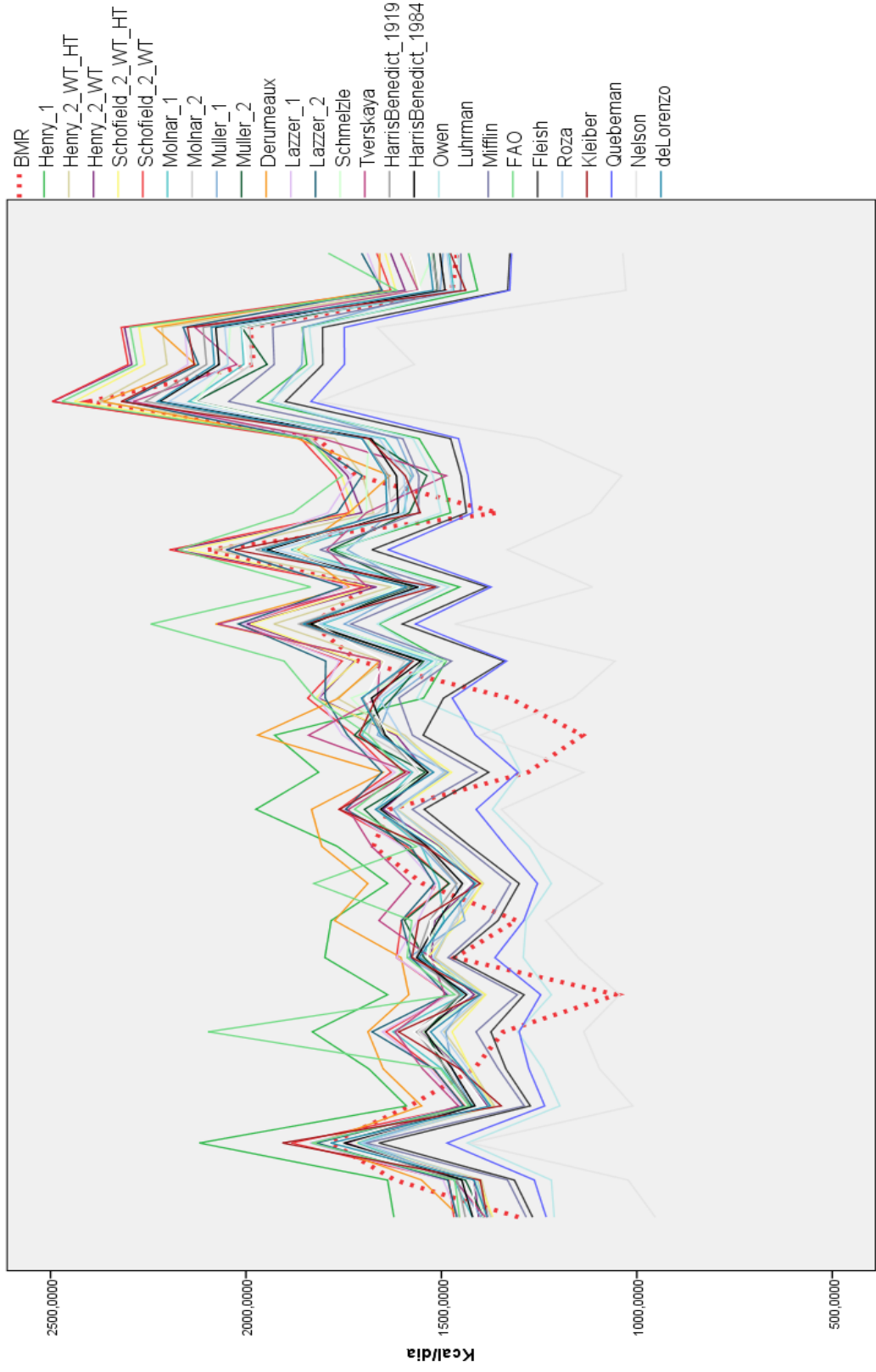


Figura 54 Tabla comparativa valores RMR reales (rojo grueso intermitente) frente a estimados en obesos.

Tabla 20 Evaluación de las ecuaciones de predicción del metabolismo en reposo en los 29 niños normo peso

		REE (kcal/d)	SD (kcal/d)	BIAS <sup>15</sup> (%)	RMSE <sup>16</sup> (kcal/d)	Predic Correct. <sup>17</sup> (%)	Infra Predic <sup>18</sup> (%)	Sobre Predicc. <sup>19</sup> (%)
	RMR medido (calorímetro)	1217,8	259,9					
Modelos de niños normo peso	Henry_1	1247,3	99,1	2,4	249,5	45	24	31
	Henry_2WHT	1209,8	105,3	-0,7	198,7	59	21	21
	Henry2_peso	1207,7	102,9	-0,8	203,7	59	21	21
	Schofield_2_peso/altura	1237,4	118,5	1,6	189,8	55	21	24
	Schofield_2_peso	1237,0	116,2	1,6	198,4	55	21	24
Modelos de niños normo peso y obesos	Molnar_1	1209,7	121,6	-0,7	213,9	55	24	21
	Molnar_2	1194,0	147,3	-2,0	187,5	55	24	21
	Muller_1 * <sup>20</sup>	1303,1	116,2	7,0	208,6	48	10	41
	Muller_2	1277,6	102,1	4,9	206,2	52	17	31
Modelos de niños obesos	Derumeaux ** <sup>21</sup>	1429,1	142,8	17,4	283,9	31	3	66
	Lazzer_1	1284,9	161,5	5,5	196,9	45	17	38
	Lazzer_2	1283,2	151,1	5,4	201,6	45	17	38
	Schmelzle	1240,7	157,3	1,9	199,4	34	21	45
	Tverskaya *	1312,4	141,7	7,8	208,8	52	10	38
Modelos de adultos	HB_1919	1239,5	91,0	1,8	220,3	52	24	24
	HB_1984	1225,9	92,5	0,7	216,1	52	24	24
	Owen	1140,8	113,2	-6,3	217,8	41	38	21
	Luhrman	1235,8	118,7	1,5	198,8	52	21	28
	Mifflin *	1137,7	139,0	-6,6	201,2	38	41	21
	FAO	1283,3	134,8	5,4	226,2	59	10	31
	Fleish **	1058,0	115,0	-13,1	255,7	21	62	17
	Roza	1196,6	93,2	-1,7	212,0	52	28	21
	Kleiber **	1015,2	138,2	-16,6	285,6	24	69	7
	Quebeman **	1095,3	84,5	-10,1	244,9	31	48	21
	Nelson **	805,4	117,1	-33,9	459,8	7	93	0
	deLorenzo	1196,2	120,6	-1,8	192,8	55	24	21

<sup>15</sup> (Valor modelo – valor medido)/valor medido \* 100

<sup>16</sup>  $\sqrt{((\text{valor modelo} - \text{valor real})/N)}$

<sup>17</sup> Porcentaje de sujetos con un error máximo de +/-10%

<sup>18</sup> Porcentaje de sujetos con valores de predicción <90% del medido

<sup>19</sup> Porcentaje de sujetos con valores de predicción >110% del medido

<sup>20</sup> p < 0.05

<sup>21</sup> p < 0.01

Tabla 21 Evaluación de las ecuaciones de predicción del metabolismo en reposo en los 27 niños obesos

		REE (kcal/d)	SD (kcal/d)	BIAS <sup>22</sup> (%)	RMSE <sup>23</sup> (kcal/d)	Predic Correct. <sup>24</sup> (%)	Infra Predic <sup>25</sup> (%)	Sobre Predicc. <sup>26</sup> (%)
	RMR medido (calorímetro)	1592,3	306,5					
Modelos de niños normo peso	Henry_1	1695,7	186,8	8,5	327,2	37	22	41
	Henry_2WTH	1661,0	277,5	5,6	194,3	52	15	33
	Henry2_peso **	1707,8	302,6	9,5	219,8	52	11	37
	Schofield_2_ peso/altura *	1689,8	299,5	8,0	209,8	56	11	33
	Schofield 2_peso **	1763,2	280,9	14,0	251,7	48	0	52
Modelos de niños normo peso y obesos	Molnar_1	1628,4	191,1	3,0	206,7	59	15	26
	Molnar_2	1623,7	198,1	2,6	199,6	59	15	26
	Muller_1	1585,8	143,9	-0,5	217,3	59	15	26
	Muller_2	1628,9	184,2	3,0	210,3	59	15	26
Modelos de niños obesos	Derumeaux **	1777,6	216,5	15,2	288,5	44	4	52
	Lazzer_1 **	1740,2	227,2	12,1	240,8	59	0	41
	Lazzer_2 **	1740,1	226,4	12,1	242,6	59	0	41
	Schmelzle	1631,5	208,6	3,2	207,3	56	19	26
	Tverskaya *	1695,4	218,3	8,5	239,9	63	7	30
Modelos de adultos	HB_1919	1655,7	221,8	5,2	196,6	70	0	30
	HB_1984	1637,1	216,0	3,7	192,2	67	7	26
	Owen **	1444,2	213,8	-12,2	240,9	33	52	15
	Luhrman	1639,3	195,7	3,9	198,2	63	11	26
	Mifflin	1537,1	206,2	-4,5	200,2	48	33	19
	FAO **	1803,9	290,1	17,4	302,9	48	0	52
	Fleish **	1464,7	175,2	-10,5	245,0	48	41	11
	Roza	1606,4	220,5	1,2	185,4	59	15	26
	Kleiber	1652,7	257,6	5,0	208,6	63	11	26
	Quebeman **	1410,1	166,1	-15,0	270,6	30	59	11
	Nelson **	1219,8	217,6	-30,6	434,3	7	89	4
deLorenzo	1639,9	227,9	3,9	192,7	67	7	26	

<sup>22</sup> (Valor modelo – valor medido)/valor medido \* 100

<sup>23</sup>  $\sqrt{((\text{valor modelo} - \text{valor real})/N)}$

<sup>24</sup> Porcentaje de sujetos con un error máximo de +-10%

<sup>25</sup> Porcentaje de sujetos con valores de predicción <90% del medido

<sup>26</sup> Porcentaje de sujetos con valores de predicción >110% del medido

A la vista de los resultados de la Tabla 20 y la

Tabla 21 se aprecian una serie de aspectos de interés a resaltar:

- En los niños normo peso de los modelos que incluyen población de niños normo peso solo el modelo de Muller presenta diferencias significativas, de los modelos de solo niños obesos el modelo de deRumeaux y el modelo de Tverskaya también presentan diferencias significativas y de los modelos de adultos Mifflin, Fleish, Kleiber, Queberman y Nelson también presentan diferencias significativas
- En los niños obesos hay más modelos con diferencias significativas, en los modelos de niños solo normo peso, existieron diferencias en los modelo de Henry de solo peso y en los dos modelos de Schofield, en los modelos de población normo peso y obesa infantil no existieron diferencias significativas, en los modelos de niños obesos, curiosamente existieron diferencias significativas en 4 de los 5 modelos probados (Derumeaux, Lazzer (los dos) y Tverskaya, y por último en los modelos para adultos existieron diferencias significativas en Owen, los modelos de la FAO, Fleish, Queberman y Nelson
- De la población normo peso los mejores modelos en cuanto a porcentaje de medidas precisas son los dos modelos de Henry que además presentan valores más bajos y un balance mejor entre las infraestimaciones y las supra estimaciones.
- En la población obesa los mejores modelos en cuanto a ratio de participantes con un error inferior al 10% fueron tres modelos extraídos de población adulta como son los dos modelos de Harris Benedict (unos de los más empleados en la actualidad) y el de deLorenzo que en el resto de participantes donde fallaron tendieron a sobrestimar el valor de RMR, respecto al Bias el mejor modelo fue uno extraído de población infantil normo peso y obesa como es el de Muller\_1.
- En la Figura 55 se puede apreciar el porcentaje de individuos en cada uno de los grupos (OB y NM) en el que el error del modelo fue inferior al 10%, lo que se puede considerar como error máximo aceptable, especialmente en los casos de población obesa donde interesaría una mayor precisión. (Maffeis, Schutz, Micciolo, et al. 1993). Si nos fijamos en esta figura en los modelos que no presentan diferencias significativas con el valor medido en ninguno de los dos casos (OB y NW), vemos que los modelos extraídos de población normo peso infantil funcionan mejor en el grupo NW y que los modelos de población infantil general funcionan de una manera similar en ambos grupos, sin embargo los modelos extraídos de población adulta que no presentan diferencias significativas funcionan mejor en el grupo obeso.
- Todos los modelos que no presentaron diferencias significativas en la población obesa tendieron a sobrestimar en los casos de mayor error aunque en el grupo normo peso este error estuvo más balanceado. (Figura 56y Figura 57)
- También en estas figuras se puede apreciar como los modelos que presentan diferencias significativas en ambos grupos (obeso y normo peso) tienden a sobrestimar el valor en los modelos extraídos de población infantil y tienden a infraestimar en los modelos extraídos de población adulta.
- Por último, en la Figura 58 se puede apreciar el error medio de cada uno de los modelos. Si nos fijamos en los modelos que presentan diferencias significativas en ambos grupos con respecto a la medida real, la mayoría pertenecen al grupo de modelos adultos y se puede apreciar como en estos casos la tendencia del BIAS coincide en ambos grupos.

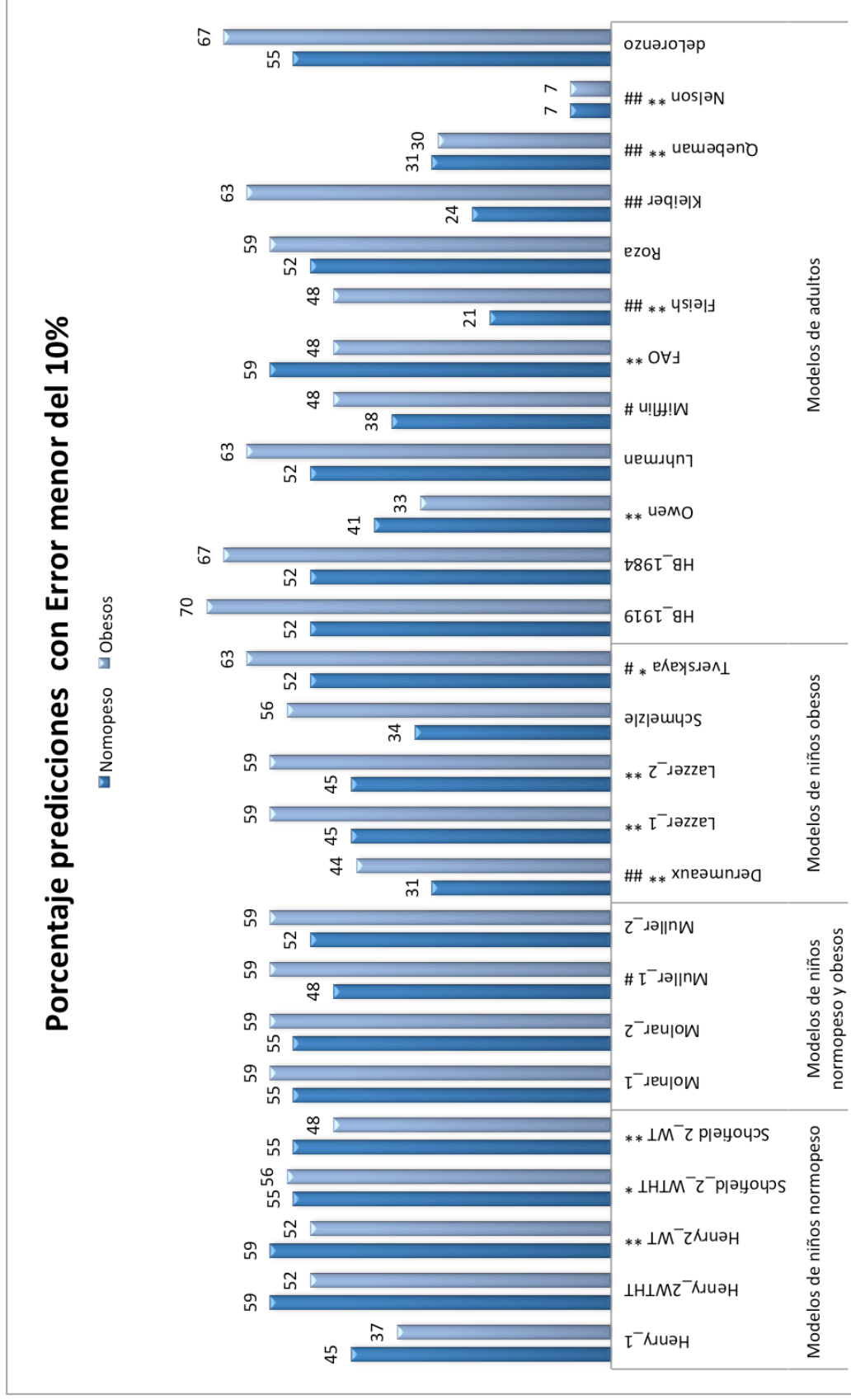


Figura 55 Resultados precisión modelos en población normo peso (\* sig. obeso; # sig. normo peso)

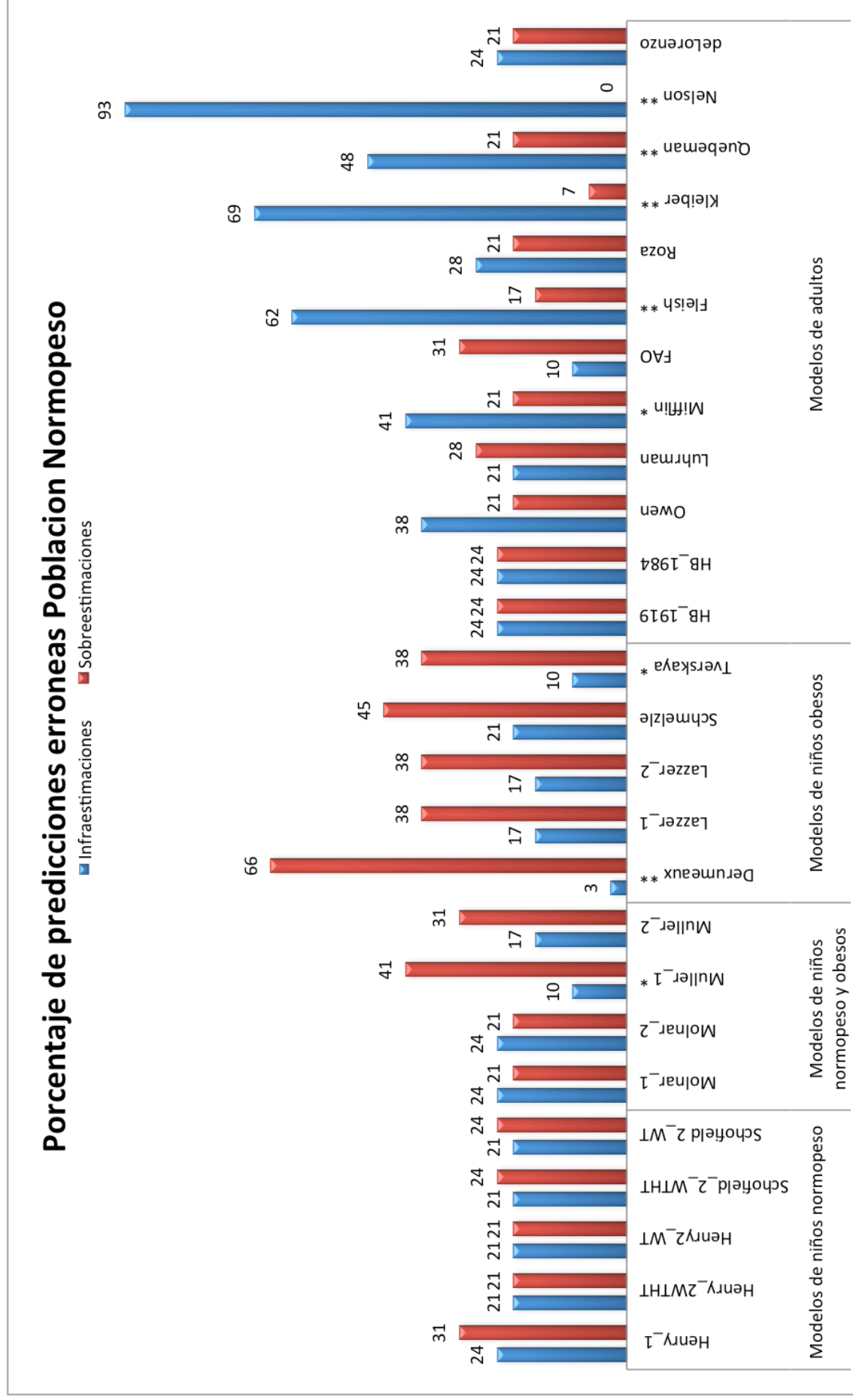


Figura 56 Porcentaje de infra y sobre estimación en niños normo peso



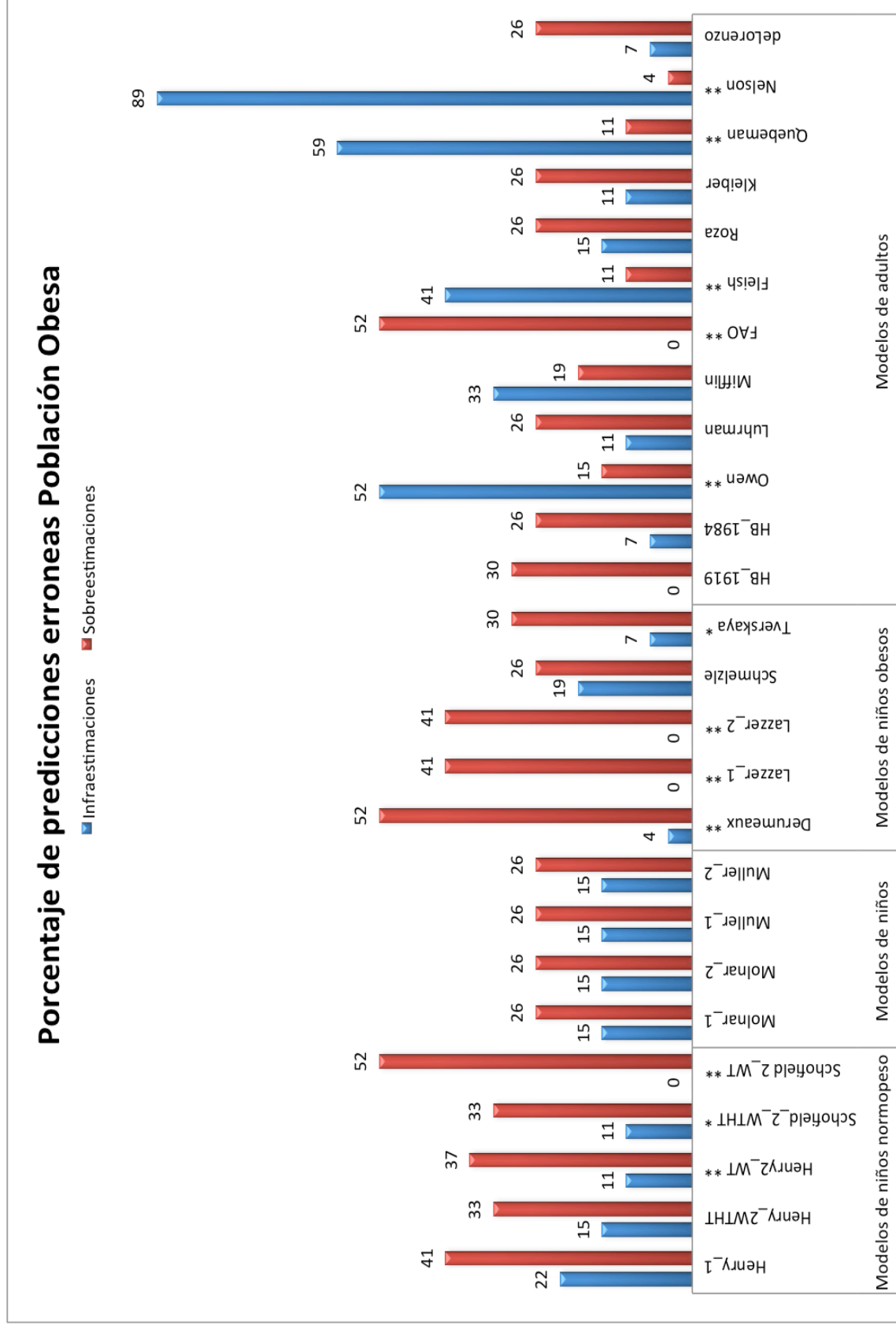


Figura 57 Porcentaje de infra y sobre estimación en niños obesos

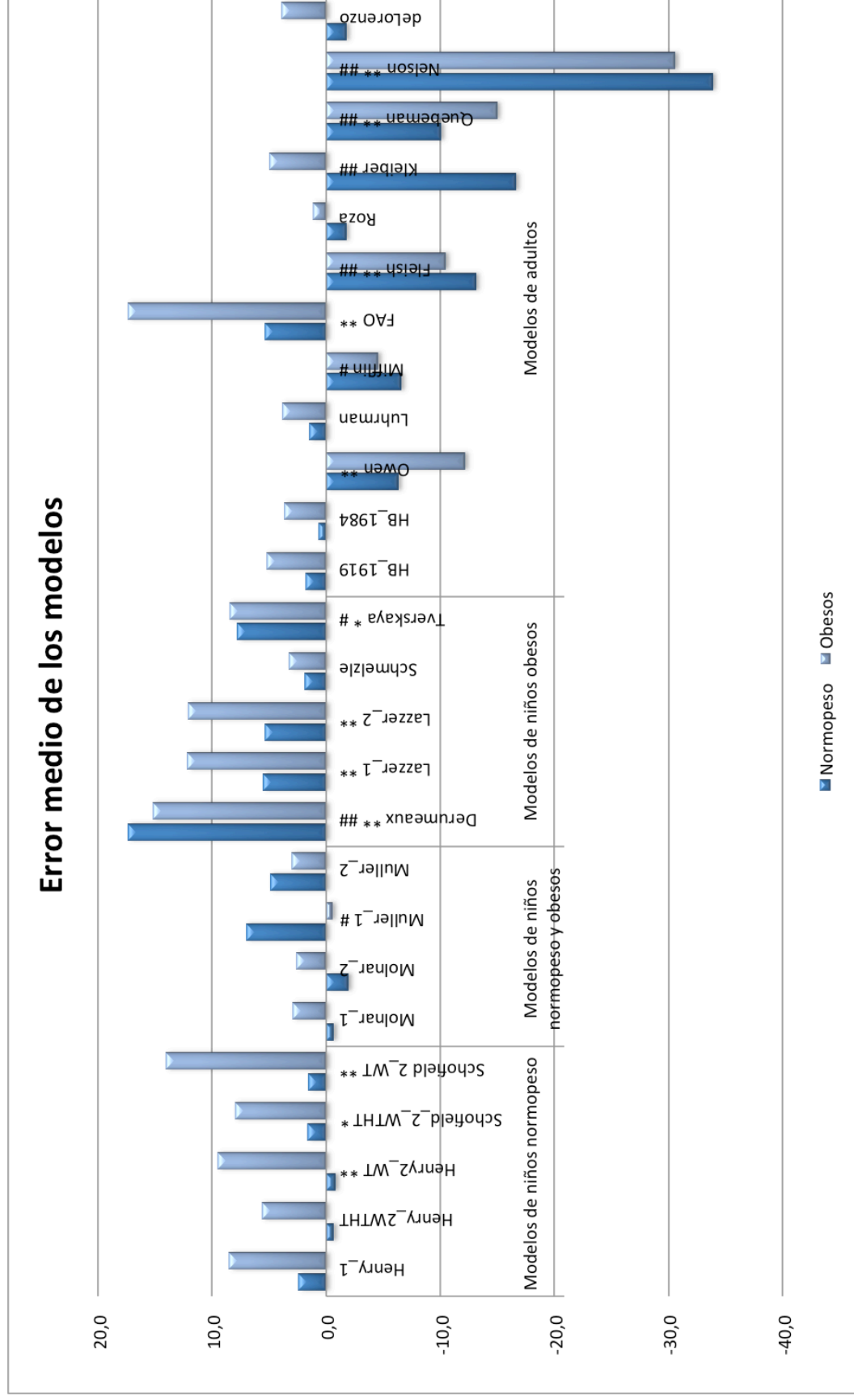


Figura 58 Error medio de los modelos en la población normopeso y obesa (\* sig. obeso; # sig. normo peso)

---

### 7.1.6. DISCUSION RESULTADOS ESTUDIO A

---

El principal objetivo de este estudio fue el medir valores reales del metabolismo basal en dos poblaciones diferenciadas. En el estudio se ha visto que *existieron diferencias significativas en todas las variables excepto al ponderar el RMR por la masa no grasa*. Molnar et al. (1997), describieron que la masa magra explicaba la mayoría de la variación del RMR seguida de la edad, el sexo y la masa grasa. Esto explica que la masa magra es un factor clave en el metabolismo basal pero no parece que exista una relación entre el grado de obesidad y el tipo de metabolismo, seguramente otros factores medioambientales y genéticos influyen en mayor manera lo que hace que *este estudio proponga trabajar con medidas del Metabolismo Basal ponderado en masa magra*. Esta medida permitirá poder comparar sujetos en diferentes tipos de población infantil como en este estudio tanto normo peso como obesos. Según se ha visto en otros trabajos (Stiegler 2006) (Ravussin et al. 1982) (Maffeis, Schutz, Micciolo, et al. 1993), el consumo metabólico basal es debido principalmente a los kilos de masa magra y no a los kilos de grasa. Es decir, a igualdad de peso total y según esta teoría el metabolismo basal del sujeto con mayor masa magra será superior al metabolismo basal del sujeto con menor masa magra o dicho de otra manera dos sujetos con la misma cantidad de masa magra pero un desequilibrio en el peso corporal (debido por ejemplo a la obesidad) tendrán un metabolismo basal similar. *De esta idea ya se extrae la necesidad de desarrollar programas de intervención que estimulen el desarrollo de masa magra en el sujeto obeso*. De esta manera podremos establecer una comparativa con un valor que evaluará la efectividad metabólica del sujeto.

Respecto a las diferencias dentro de cada grupo entre sexos parece que la normalidad en el peso implica que el sexo predomine en cambios metabólicos en el consumo de masa magra, no pasa así en obesidad donde al ponderar por la masa magra las diferencias no existieron.

Al buscar diferencias por grupos por edad, algo similar sucedió, al ponderar el metabolismo por la masa magra las diferencias que existían en el metabolismo total desaparecieron.

Respecto a los diferentes tipos de metabolismo, no se encontraron diferencias significativas entre el grupo obeso y normo peso lo que parece indicar que *el factor obesidad no es determinante en las alteraciones en la respuesta Metabólica Basal*. Este aspecto *refuerza el incluir la medida del metabolismo basal mediante calorimetría como una prueba clínica y no estimar mediante modelos teóricos el metabolismo basal de cada niño obeso bajo tratamiento*. De esta manera será más probable el poder detectar posibles alteraciones de la respuesta metabólica en reposo del niño obeso y estudiar las posibles causas debidas a esta alteración. Con los modelos predictivos no se pueden extraer conclusiones debido a su falta de sensibilidad que ha quedado demostrada en este estudio.

Analizando la respuesta fisiológica de los dos grupos se encontraron una serie de aspectos interesantes tales como una *mayor frecuencia respiratoria en reposo en el grupo obeso*. Este fenómeno se puede explicar por varios motivos: uno de ellos puede ser debido a que su rendimiento aeróbico (ml/min·kg) es peor, así que necesitan ventilar con más frecuencia, y el otro motivo es que la grasa que tienen en el tórax en una posición supina limita su capacidad pulmonar necesitando de una mayor frecuencia ventilatoria. *No se apreciaron diferencias significativas en el HR en reposo y se registró una diferencia en la actividad durante la prueba*, lo que podría indicar una *mayor actividad en reposo del cuerpo del normo peso* aunque este factor deberá ser estudiado durante toda una noche con más niños. Es interesante

recalcar que otra de las ventajas de realizar esta prueba será el determinar de una manera más efectiva los valores en reposo de la frecuencia cardiaca en reposo (HR<sub>rest</sub>) que como veremos también *puede ser un indicador viable de la condición aeróbica de un sujeto* (Al Haddad et al. 2011), por otro lado como veremos en el estudio B (ver apartado 7.2.3), este valor se tendrá en cuenta como *parámetro de un modelo de consumo calórico desarrollado en esta Tesis*. También *la obtención del consumo de oxígeno medio en basal será muy interesante* puesto que a la hora de calcular un nuevo parámetro de consumo metabólico llamado *rMET* que se aporta en esta Tesis (6.3.4), y que explicaremos más adelante (ver apartado 7.2.3), nos *permitirá ponderar el consumo real del sujeto a su propia capacidad en basal y no a valores estimados que se suelen emplear*.

Los valores de "oxygen pulse" ( $VO_2/HR$ ), han resultado ser mayores en el grupo obeso, este dato debe ser tenido en cuenta puesto que existe una relación directa entre el "stroke volume" y el "oxygen pulse" (Whipp et al. 1996).

No aparecieron relaciones significativas en los valores de analítica y la respuesta metabólica lo cual parece indicar que este tipo de valores no parecen ser causantes de posibles alteraciones en la respuesta del Metabolismo Basal.

En los valores de variabilidad cardiaca en el dominio el tiempo no aparecieron diferencias significativas puesto que este dominio es más sensible a medidas ambulatorias de 24 horas del pulso (Nolan 1996). No obstante sí que aparecieron *ciertas relaciones entre parámetros temporales como el RMSSD y el BMR\_ffm en el grupo obeso masculino*. El RMSSD es un parámetro relacionado a la actividad parasimpática y ha sido asociado con niveles bajos de grasa (Gutin et al. 2000a).

Se compararon los tres métodos más empleados en la actualidad en el cálculo del dominio de la frecuencia de la Variabilidad Cardiaca y se comprobaron que las *diferencias en los tres métodos (Welch, AR y LS) se daban en los valores absolutos en cada banda pero no en los valores porcentuales y normalizados donde no existían diferencias significativas*.

Analizando los valores obtenidos en el componente de la frecuencia de la variabilidad cardiaca *se encontraron diferencias significativas entre los grupos en el porcentaje de HF y en los valores absolutos de LF y HF con una mayor activación de la banda de alta frecuencia HF en el grupo normo peso y una mayor activación de la banda de baja frecuencia en el grupo obeso*. En concreto el ratio LFHF *mostró un aumento del tono simpatovagal en el grupo obeso*. Rabbia et al. (2003) y Kaufman et al. (2007) también encontraron valores menores en el grupo obeso en las bandas HF y el parámetro RMSSD, valores asociados al tono parasimpático. Este hecho refuerza la idea de que el *niño obeso tiene un mayor tono simpático (asociado normalmente a la banda LF) y menor parasimpático (banda HF) que el niño normo peso en reposo*. En el estudio C se profundizará más aún en este concepto añadiendo el efecto del esfuerzo físico. Si atendemos al metabolismo ponderado en peso o ponderado en masa magra parece que existe una *correlación positiva entre los factores de HF y negativa entre los factores de LF*. Este aspecto podría indicar que una mayor activación del parasimpático en reposo está relacionada con un mayor consumo energético por kilo de masa magra que por otro lado se vio que era el caso de los normo pesos. Este hecho se apoya en la relación anterior encontrada entre el factor RMSSD (asociado al sistema parasimpático (Rodríguez-Colón et al. 2011)) y el BMR\_FFM. Estos hechos parecen indicar de nuevo que *el tono del sistema autónomo podría explicar posibles alteraciones en la respuesta metabólica basal ponderada en peso y especialmente ponderada en masa magra*, así pues *en esta Tesis se propone el Metabolismo*

*Basal ponderado por la masa magra (BMR\_ffm) como valor más eficaz para evaluar la respuesta metabólica en Basal que el Consumo total calórico (BMR) debido a que permite comparar diferentes grupos de población y analizar sus posibles alteraciones en el metabolismo. Se podría establecer una analogía similar con este parámetro al caso de la medida de la condición aeróbica que fue tomada por la comunidad científica como el consumo de oxígeno ponderado en peso para poder comparar el rendimiento aeróbico en diferentes poblaciones de sujetos (Davies et al. 1975).*

En cuanto a parámetros que guarden relación con las medidas de metabolismo y en concreto con el RMR ponderado en masa magra teniendo en cuenta el sexo se encontró en el *grupo obeso masculino una relación muy significativa en el parámetro del porcentaje de la banda LF.*

Respecto a los valores del análisis no lineal de la HRV han aparecido *diferencias significativas en los valores de alfa, alfa2 y la relación PoincareSD1/SD2.* En concreto uno de los parámetros seleccionados fue el de la Entropía Muestral (*Sample Entropy SampEn*) (Richman & Moorman 2011) que fue elegida dentro de los diferentes tipos de Entropía porque el origen de esta variable se centró en el análisis de la no linealidad de señales cardíacas y biológicas. En cuanto a las relaciones existentes del metabolismo con los parámetros no lineales de la variabilidad cardíaca decir que *en el grupo obeso masculino, apareció una correlación alta de la entropía muestral con el tipo de metabolismo,* es decir se podría detectar que existe una relación entre el desequilibrio en el metabolismo (lento, normal, acelerado) y la respuesta no lineal de la variabilidad cardíaca en el grupo obeso masculino. En este caso *la mayor complejidad en la señal de variabilidad cardíaca se observó en las personas con un metabolismo acelerado mientras que los metabolismos lentos provocaron una señal de variabilidad cardíaca más simplificada.* Existe también una relación del Poincaré SD1, SD1/SD2, de alfa y alfa2 con el BMR\_ffm. Con el grupo femenino no existieron relaciones significativas. *Este Estudio recomienda el profundizar en futuros Estudios acerca de la posible relación de la complejidad y fractalidad de la señal cardíaca con posibles alteraciones en la respuesta basal metabólica.*

Respecto a los métodos de análisis de tiempo frecuencia también se procedió a comparar los tres métodos más empleados en la actualidad (ver apartado 6.3.2.3.3), encontrando *una mayor variabilidad entre ellos que los métodos de frecuencia anteriormente citados.* Respecto las medidas extraídas se encontraron diferencias significativas especialmente en el método de Lomb. Respecto a las relaciones con el metabolismo se ha encontrado una *relación muy significativa con la variable del pico HF del método de Lomb con el tipo de metabolismo del sujeto obeso masculino.*

A la hora de comparar los modelos de estimación del Metabolismo Basal existentes en la literatura con las medidas reales de este Estudio lo que se pretende es ver de qué manera esto afectará a la hora de entender la mejor forma de afrontar un tratamiento en un niño y cual debía ser el mínimo error aceptable en estos casos, por ello se ha tomado como criterio que el error absoluto máximo aceptable fuera de un 10% puesto que errores mayores podrían llevar tanto al pediatra como al nutricionista a un error demasiado grande considerando por ejemplo a un niño con un metabolismo lento como un niño con metabolismo normal. Este planteamiento de la precisión a través de un error máximo del 10% se adopta también en estos estudios (Weijs & Vansant 2010) (Hofsteenge et al. 2010; Weijs 2008).

Aunque existieron modelos que obtuvieron un porcentaje elevado de niños en los que se obtuvo un error absoluto por debajo del 10% planteado se han dado mediciones individuales con errores muy elevados del orden del 40-50%. Este dato sumado a lo anterior refuerza aún más que *este trabajo recomienda siempre que sea posible el instaurar una medida real por calorimetría del Metabolismo Basal en Reposo (RMR o BMR, resting metabolic rate) al menos una vez al año en niños bajo tratamiento*. La elección mínima de medidas una vez al año se debe a que el metabolismo es un factor con una dinámica lenta y en principio bastaría con tomar este tipo de medidas anualmente salvo que por procesos de intervención efectiva o tratamiento se hayan producidos cambios en la condición física o composición corporal del niño que aconsejen el realizar una medida en ese instante para ponderar los posibles efectos en el metabolismo basal de otro tipo de alteraciones o cambios en la fisonomía del niño obeso.

Retomando las comparaciones entre los modelos teóricos y reales se podría resaltar que en *el caso de los obesos, los seis mejores resultados se obtuvieron de modelos extraídos de población adulta y no de modelos extraídos de población infantil obesa, de población normo peso o de una combinación de ambas*. Esto indica *la alteración de este grupo de población y la necesidad de instaurar una medida real de este parámetro en cada niño bajo tratamiento*.

No obstante en el estudio se han dado pautas para intentar crear una serie de modelos en población obesa más precisos que los generalistas para el caso de que no sea posible disponer de un equipo de calorimetría para realizar esta medida. *En el grupo masculino si se ha encontrado un modelo que a través de parámetros de la variabilidad cardiaca y antropométricos ha conseguido un buen índice de ajuste pero en el grupo femenino los resultados no fueron tan buenos*, lo que indica que existieron diferencias por sexo y que *se hará necesario aumentar la muestra para comprobar la validez de los modelos que se plantean*.

Maffeis, Schutz, Micciolo, et al. (1993), encontraron una serie de ecuaciones con índices de acierto elevados para chicas y para chicos, *en nuestro caso los índices de ajuste del nuevo modelo de predicción del RMR del grupo de los chicos son muy elevados pero en chicas el resultado es más bajo*, este hecho indica *una mayor dificultad para encontrar unos patrones claros en la variabilidad del metabolismo en reposo del sexo femenino*. Este aspecto deberá ser investigado en futuros trabajos. Los modelos nuevos propuestos deberán ser validados con nuevos paciente antes de poder sugerir su uso, *estas pruebas que introducen variables continuas en el modelo permitirían mejorar los modelos teóricos que suelen trabajar con variables más simples (normalmente los modelos teóricos suelen trabajar con variables antropométricas, el sexo y la edad) y calcular la respuesta metabólica midiendo por ejemplo durante 5 minutos solamente la señal de ECG con un equipo como el TIPS shirt sin necesidad de equipo de calorimetría, es decir requerirían de algún tipo de medición concreta del individuo pero sin la complejidad ni el coste de una prueba de Metabolismo Basal con calorimetría*. No obstante, hay que dejar claro que no se podrán aceptar ni proponer estos modelos hasta que no se realicen los ajustes con poblaciones mayores de las que se ha hecho y hasta que no se tenga seguridad de su efectividad. Otra posible línea de trabajo podría ir en la generación de modelos teóricos recalibrados individualmente según una primera medida real de calorimetría lo que permitiría ajustar un modelo teórico tipo de la literatura a cada sujeto con sus propios parámetros pero este aspecto también deberá ser analizado en futuros Estudios. *No obstante, este Trabajo recomienda que en unidades especializadas en el estudio y tratamiento de la obesidad se dispongan de equipos de calorimetría para obtener este tipo*

*de medidas reales y también equipos de densitometría para estimar de una manera eficiente la masa magra de los pacientes, pues existieron alteraciones que no se podrán apreciar sin la sensibilidad de este tipo de equipamientos.*

## 7.2. RESULTADOS ESTUDIO B: ESTUDIO PARA LA VALIDACION Y AJUSTE DE NUEVOS MODELOS EN LA ESTIMACIÓN DEL CONSUMO METABOLICO EN NIÑOS OBESOS

---

En esta sección de Resultados se discuten los datos obtenidos dentro del protocolo B a la hora de realizar el estudio de validación de métodos de detección del consumo metabólico. El estudio se realizó en el Consorcio del Hospital General Universitario de Valencia con el fin de obtener nuevos modelos predictivos para estimar el consumo metabólico en situaciones de actividad física durante una prueba de esfuerzo. Posteriormente este tipo de modelos se tratarán de ajustar a otro tipo de actividades en un ámbito más ambulatorio.

Los niños llevaban colocados para monitorizar su respuesta fisiológica, la plataforma biomédica TIPS descrita anteriormente (ver 6.2) y un equipo de calorimetría indirecta. Mientras el ingeniero biomédico explicaba el protocolo, el niño permanecía sentado acostumbrándose al aparataje que llevaba colocado. El estudio consistía en realizar una prueba de esfuerzo en cinta de correr incremental y una fase de recuperación tras el ejercicio hasta que el niño volvía a un estado similar al reposo inicial. El protocolo se puede ver en la Tabla 2 del apartado 6.1.2. Durante la prueba se establecieron marcas en el software desarrollado para establecer puntos de corte en las diferentes fases que permitieran analizar las señales por separado y divididas en fases. Las medidas de presión arterial se tomaron antes de comenzar la prueba, antes de comenzar la prueba de esfuerzo, justo después de finalizar la prueba de esfuerzo y al final de la fase de recuperación (ver apartado 6.1.2). En este caso nos centraremos especialmente en los modelos en las fases de esfuerzo (EFFORT) y en la fase de recuperación tras el esfuerzo (RECOV).

El objetivo general de este estudio fue :

- Establecer nuevos modelos matemáticos para la estimación del consumo de oxígeno durante y posterior a una prueba de esfuerzo.

Como objetivos más específicos se trató de :

- Presentar una comparación de diferentes variables fisiológicas.
- Validar el uso de una variable extraída de la monitorización cardiaca para determinar la intensidad relativa (ver 4.4.2) antes, durante y después de la prueba de esfuerzo.
- Ajustar y validar modelos por regresión múltiple y por métodos paramétricos con diferentes tipos de variables tanto fisiológicas, como de otra naturaleza para tratar de estimar el consumo metabólico antes, durante y después de la prueba de esfuerzo.
- Ajustar y validar la técnica de curvas de regresión adaptativas multivariadas (ver 6.3.1) con diferentes tipos de variables tanto fisiológicas, así como variables de otra

naturaleza para tratar de estimar el consumo metabólico antes, durante y después de la prueba de esfuerzo.<sup>27</sup>

En la Tabla 22 se presentan los datos de la muestra de población de niños que participaron en el estudio:

Tabla 22 Muestra seleccionada para el estudio C (en color verde oscuro los que presentan diferencias significativas mediante t-test , \*= $p < 0.05$  \*\*= $P < 0.01$  \*\*\*= $p < 0.005$ )

	Obeso (N=61)				Normo peso (N=31)			
	Femenino (N=23)		Masculino (N=38)		Femenino (N=18)		Masculino (N=13)	
	Media	sd	Media	sd	Media	sd	Media	sd
Edad (años)	13	(1,6)	12	(1,7)	11	(2,3)	11	(1,1)
Peso (kg) ***	76,7	(14,0)	68,7	(14,3)	35,5	(11,7)	34,0	(5,8)
Altura	162	(10,0)	154	(11,3)	143	(12,7)	148	(6,8)
IMC***	29,9	(3,9)	27,9	(3,3)	17,2	(3,4)	15,1	(1,2)
zIMC***	2,44	(,7)	2,75	(,4)	-,38	(1,0)	-1,23	(1,3)
%fat***	40,7	(4,7)	36,2	(11,4)	15,0	(6,3)	9,3	(4,1)
Masamagra***	45,3	(6,8)	37,8	(12,1)	29,1	(6,6)	30,1	(5,5)

Si atendemos a los datos de la Tabla 22, se aprecia como los dos grupos presentan diferencias significativas en cuanto al peso, el IMC, su variable tipificada (zIMC), la masa magra y el porcentaje de grasa corporal (%fat), es decir, *ambos grupos seleccionados cumplen con los criterios planteados anteriormente a la hora de dividir a la población obesa de la normopeso (7-119).*

### 7.2.1. VALORES GENERALES DE LA RESPUESTA FISIOLÓGICA DEL NIÑO OBESO Y NORMOPESO

Se presentan a continuación una serie de parámetros de la respuesta fisiológica y de capacidad aeróbica del individuo recogidos durante la prueba. En la Figura 59 se visualiza la respuesta de la frecuencia cardiaca (HR), de la frecuencia respiratoria (BR) y del acelerómetro (ACC) frente al consumo de oxígeno ponderado con el peso ( $VO_2$ /kg: primera fila) y sin ponderar ( $VO_2$ : segunda Fila). En color verde se encuentran los datos del grupo de control y en color azul se encuentran los datos del grupo obeso.

La respuesta vista en el grupo de control frente al grupo obeso fue significativamente diferente para todas las variables. *En actividades ligeras y sedentarias ( $< 10 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  en el consumo ponderado y  $< 500 \text{ ml/min}$  en el consumo sin  $\approx 3 \text{ MET}$ ) (Ainsworth, Haskell et al. 2000), la variabilidad de valores de frecuencia cardiaca en el grupo obeso fue mayor que la variabilidad en el grupo normo peso. En actividades moderadas y vigorosas ( $> 10 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1}$*

<sup>27</sup> Recordemos que el consumo metabólico puede ser extraído de una manera indirecta a través de la medida del consumo de oxígeno y de la producción de dióxido de carbono (Weir 1949). Es por esto que en algunos casos nos referiremos al consumo metabólico cuando realmente estamos estimando el consumo de oxígeno.



$l \cdot \text{min}^{-1}$  y  $> 500 \text{ ml /min}$ ), *existió una relación lineal diferente entre el HR y el  $VO_2$*  en los dos grupos (control y obeso). Los picos de  $VO_2$  ponderado por el peso fueron mayores en el grupo normo peso que en el grupo obeso, indicando una mayor capacidad aeróbica en el grupo normopeso, sin embargo al comparar el consumo de oxígeno total los valores son mayores en el grupo obeso debido a un mayor peso y por tanto un mayor consumo total. La relación entre la frecuencia respiratoria y el consumo de oxígeno presenta un comportamiento muy similar a las relaciones de la frecuencia cardiaca con el consumo de oxígeno indicando que *la frecuencia respiratoria no parece un factor que aporte nueva información a la hora de estimar el consumo de oxígeno que la ya aportada por la frecuencia cardiaca*, especialmente en la zona de actividades moderadas y vigorosas. La señal del acelerómetro no presenta una alta variabilidad en valores de consumo metabólico bajos. Las señales están más concentradas pero esto no asegura una buena relación lineal en valores elevados de  $VO_2$ , lo que si refleja es *la capacidad de la señal del acelerómetro para clasificar conjuntos por niveles de actividad*. Hay dos conjuntos visibles en la señal del acelerómetro que corresponden con la fase de actividad en reposo antes del esfuerzo (REST\_INI) y la fase del test de esfuerzo (EFFORT). Hay una mayor variabilidad en la señal del acelerómetro durante la fase de esfuerzo en el grupo de estudio que en el grupo de control quizás indicando *una mejor coordinación en el grupo control a la hora de realizar el ejercicio que se solicitaba* (Korsten-Reck, Kaspar et al. 2007). Se puede apreciar por la columna superior derecha en verde del grupo control como una misma cantidad de actividad detectada por el acelerómetro conlleva sin embargo un aumento del consumo metabólico al mantener ese nivel de actividad, ese aumento no es detectable por la señal del acelerómetro.

Durante el protocolo fueron obtenidas y calculadas (ver 6.3.4) una serie de medidas adicionales a las que monitoriza el TIPS. En la Tabla 23 y la Tabla 24 se presenta un resumen de estas señales comparando las medias mediante tests de independencia. El análisis de algunas de las variables de la presión arterial serán estudiadas en una tesis posterior por lo que simplemente se muestran los valores obtenidos. Tampoco se presta especial atención en esta tesis a los valores de los cuestionarios de tipo psicológico puesto que estos serán fruto de otra tesis y otros trabajos científicos. También en el estudio C de esta tesis se aportará mucho mayor información a la hora de comparar los valores de tipo cardiorrespiratorio obtenidos (ver 7.3.1).

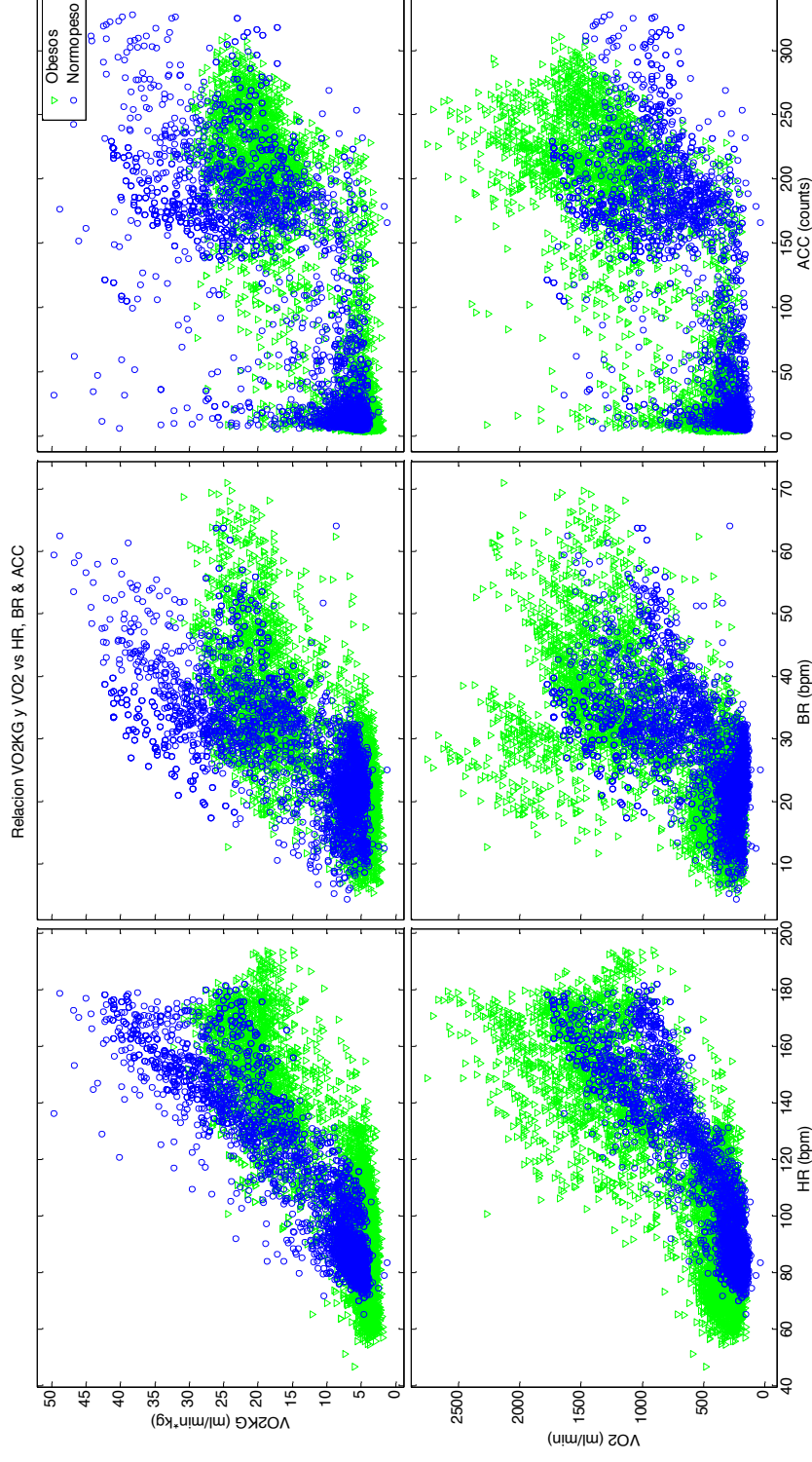


Figura 59 Respuesta de los sensores colocados en los sujetos vs. el consumo de oxígeno. Cada columna corresponde a una señal medida por el TIPS (HR (izquierda), BR (centro) y SMA (derecha). en la fila superior se reflejan los valores del consumo de oxígeno ponderado en el peso y en la fila inferior se refleja la relación con el consumo de oxígeno sin ponderar

Tabla 23 Comparativa medias valores característicos de la respuesta al test de esfuerzo

	Obeso (N=61)		Normo peso (N=31)	
	Media	sd	Media	sd
VO <sub>2</sub> peak (ml/min·kg)***	27	(4,3)	37	(7,1)
RERpeak (n.u.)	,9455	(,3)	,9795	(,1)
Duracmin (min)***	12	(4,0)	18	(2,4)
HRpeak (lpm)*	184,6096	(8,4)	193,5283	(19,9)
HRmax_peak (lpm)	98,7502	(40,5)	98,8396	(14,1)
BRpeak (rpm)	44,3589	(5,1)	44,7598	(5,9)
rMETpeak (n.u.)	7,6	(1,4)	7,8	(,8)
METpeak (n.u.)***	7,6268	(1,3)	10,5210	(2,0)

Si tenemos en cuenta los valores de presión estos fueron los resultados resumidos obtenidos:

Tabla 24 Comparativa medias valores característicos de la respuesta al test de esfuerzo

	Obeso (N=61)		Normo peso (N=31)	
	Media	sd	Media	sd
Presión Sistólica antes del eff (mmHG)	107	(9,4)	104	(12,6)
Presión Diastólica antes del eff (mmHG)	63	(7,9)	67	(11,2)
Presión Sistólica después del eff (mmHG)	131	(12,4)	128	(18,2)
Presión Diastólica después del eff (mmHG)	73	(8,0)	76	(9,8)
Presión Sistólica 10 min después del eff (mmHG)	111	(7,5)	106	(9,3)
Presión Diastólica 10 min después del eff (mmHG)	71	(6,7)	72	(7,7)

Analizando los datos que se han presentado en este apartado podemos reseñar una serie de aspectos de interés:

- El  $VO_2$ peak es mayor en el grupo control indicando una mayor capacidad aeróbica en el grupo normo peso que en el grupo obeso.
- La duración en minutos de la prueba de esfuerzo en la que cada niño aguantó hasta llegar al límite prefijado fue mayor en el grupo normo peso; debido a la mayor capacidad aeróbica de este grupo aguantó más tiempo hasta llegar a los límites de la prueba de esfuerzo.
- También aparecieron diferencias significativas en el valor de METpeak que fue mayor en el grupo normopeso. Sin embargo al usar el valor de rMET, valor de MET ponderado por el valor real del consumo en basal, estos valores no mostraron diferencias significativas entre los dos grupos. En el siguiente apartado se comenta en mayor detalle este aspecto.
- Por último las presiones arteriales máximas medias fueron ligeramente superiores en el grupo obeso aunque con una varianza elevada entre los individuos mientras que la diferencia entre la presión basal y la máxima fue mayor en el grupo normo peso, esto puede ser debido a que la dinámica en el sistema de presiones cardiovasculares del niño normo peso es más rápida que en el niño obeso. En este punto habrá que estudiar individualmente los casos que manifiesten una situación anómala para identificar el origen de este fenómeno.

---

### 7.2.2. DETERMINACION DEL CONSUMO METABOLICO PONDERADO POR EL CONSUMO BASAL (MET VS. RMET)

---

El **MET** es una unidad que relaciona el consumo actual de calorías frente al consumo basal de cada persona (comentada en el apartado 4.4.1) En adultos se suele utilizar como valor en basal (1 MET) un valor constante de 3.5ml/min·kg aunque este valor no debería ser considerado en niños (Torun 1983) y tampoco a la hora de estimar el consumo en pacientes obesos pudiendo llevar a errores en la medida. En este artículo pues se va a calcular un nuevo tipo de variable que llamaremos **rMET** y que como se comentó en los métodos, se calcula ponderando el consumo de oxígeno real en cada situación frente al consumo basal real y no una estimación que fue medido en una fase anterior en la que se calculó el RMR (ver apartado 7.1.2) por lo que el cálculo de los MET se va a considerar teniendo en cuenta este Metabolismo Basal y no el que hubiera salido de ponderar el consumo frente a un valor estándar. En la Figura 60 se puede apreciar la diferencia en las medidas anteriores (en este caso resumidas en valores por minuto) mostradas en la Figura 59 pero en este caso relacionando los valores de monitorización obtenidos por el TIPS con los MET estándar (1 MET=3.5 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>) y viendo la relación también con los rMET aportados en este estudio. También se representa en la Figura 61 la diferencia en las medidas a lo largo del tiempo de participantes normo peso y participantes obesos de estas dos variables donde se aprecia la diferencia en los valores obtenidos.

Lo que podemos apreciar de estos datos es que existe una diferencia significativa entre los MET calculados teniendo en cuenta la relación estándar de 1 MET=3.5 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup> y los nuevos rMET que se proponen en el estudio que se calculan teniendo en cuenta la relación (1 MET= media del consumo de oxígeno en la fase de medición del metabolismo basal (en posición supina del paciente)). Existieron diferencias significativas entre estas dos medidas, especialmente en el grupo de control normo peso donde las diferencias llegan a sobrestimar 1 MET de más teniendo en cuenta el valor estándar para calcular los MET consumidos

Tabla 25 Prueba t para rMET y MET en el grupo de obesos (control=0) y el grupo de normo peso (Control=1) en el estudio

Test Muestras Relacionadas								
Pares de diferencias								
control	95% Intervalo de Confianza					t	df	Sig. (2-tailed)
	Media	SD	Error Medio SD	Inferior	Superior			
obeso	0,205	0,645	0,008	0,189	0,220	25,852	6644	0
normopeso	-1,108	1,071	0,019	-1,144	-1,071	-59,578	3318	,000

Estas mismas diferencias ya se aprecian en la Figura 60 donde si tomáramos el cálculo de MET estándar el grupo de control habría consumido energéticamente más realizando una actividad que llegaría a valores de 12 METs lo que corresponde a una actividad muy vigorosa (Ainsworth et al, 93) mientras que el tomar un valor de rMET nos llevaría que los METs pico se situarían en el límite entre una actividad moderada y una vigorosa. En el grupo obeso la diferencia es menor pero lo que si se aprecia es que al trabajar con rMETs el esfuerzo metabólico en los dos grupos llega a niveles similares e incluso es este grupo el que llega a valores más alto de consumo energético. Lo mismo sucede al mirar a la Figura 60 en la relación entre el acelerómetro y los MET. Si miramos a la fila inferior parece que con el cálculo de METs según la aproximación de Ainsworth para adultos en las zonas de mayor actividad el grupo control llega a mayores valores sin embargo esto se iguala trabajando con valores reales MET (fila superior derecha).

Así pues en la Tabla 29 se han intentado ajustar ahora los mismos modelos ajustados anteriormente para el valor de rMET. No se aprecian mejoras significativas en el ajuste si lo comparamos con la estimación del consumo de oxígeno ponderado en peso en el grupo de Estudio pero si existieron mejores resultados en el grupo de Población Normalizada (0.832 vs 0.795 en el R<sup>2</sup>adj del modelo de Treuth (solo HR), 0.677 vs 0.6615 en el modelo de solo ACC, 0.852 vs 0.821 en el modelo de Corder 07 y 0.864 vs 0.811 en el modelo lineal propuesto en el trabajo).

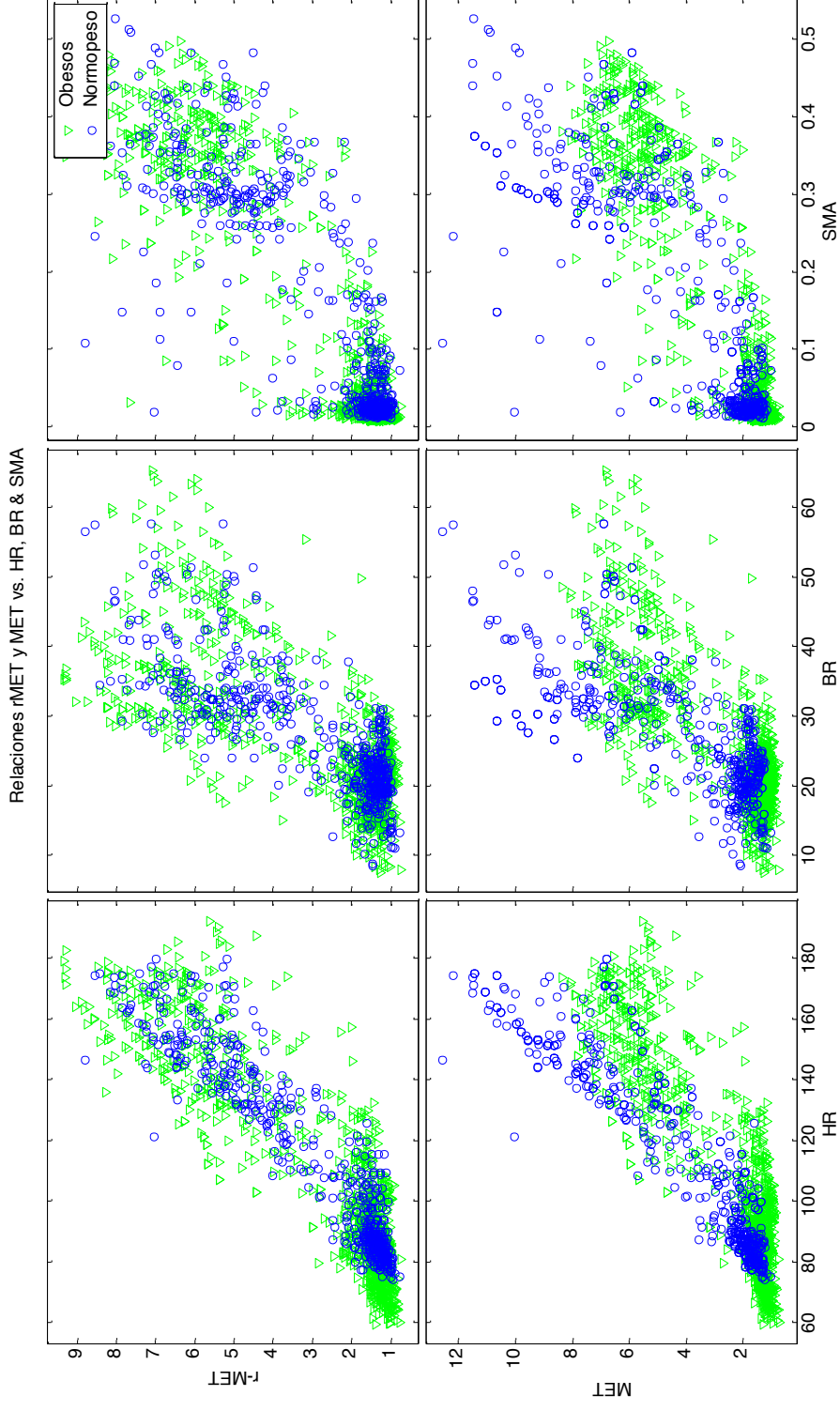


Figura 60 Gráfica comparativa de la relación del HR, BR y SMA con el MET Estándar (fila de abajo) frente al rMET (fila de arriba) propuesto en el estudio

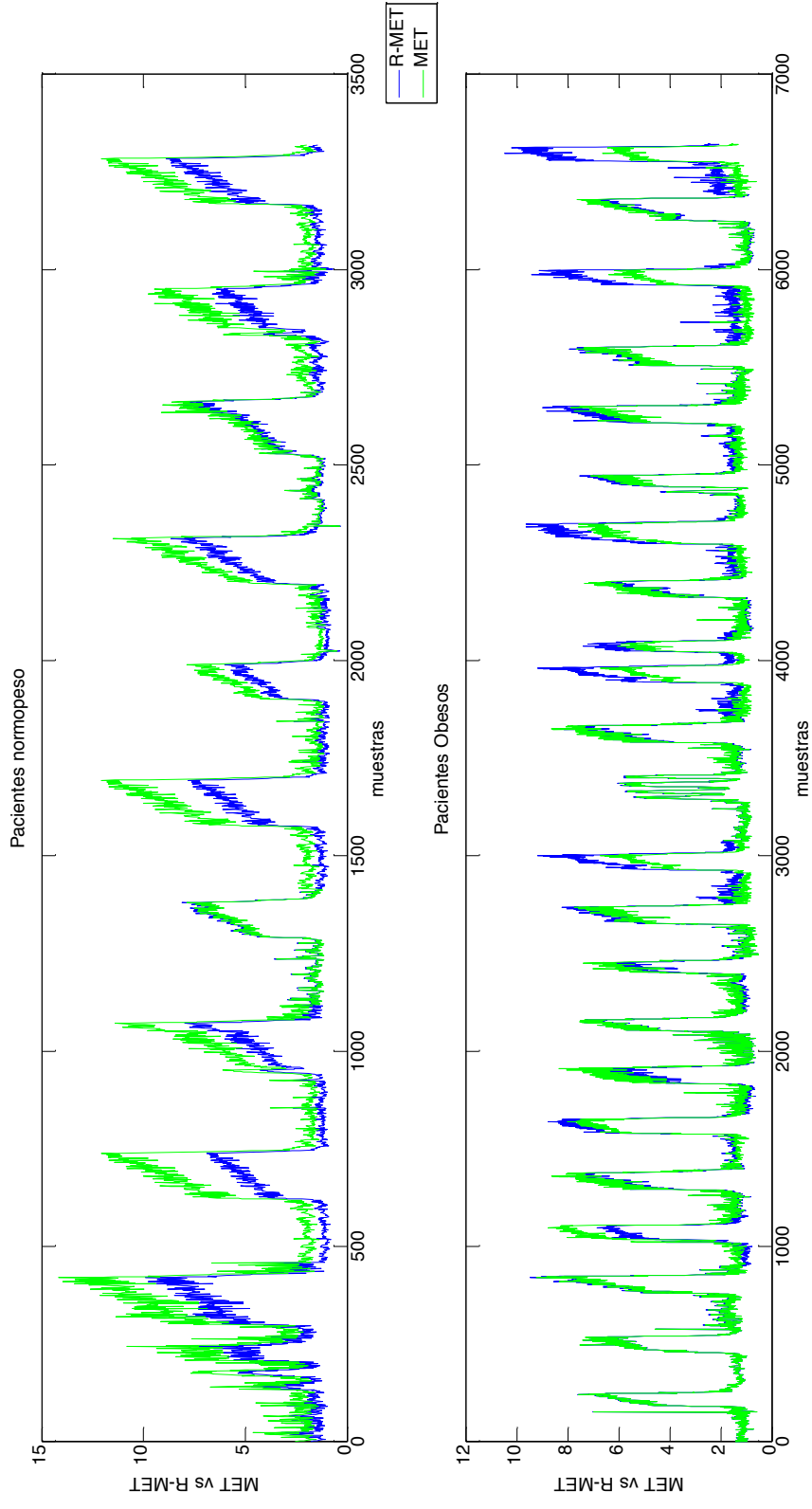


Figura 61 Comparativa del Valor de MET y el valor de rMET medidos en pacientes normo peso y pacientes obesos.

---

### 7.2.3. AJUSTE DE MODELOS POR REGRESIÓN MÚLTIPLE CON DIFERENTES CARACTERÍSTICAS PARA CADA UNO DE LOS GRUPOS (POBLACIÓN NORMAL (GC) Y POBLACIÓN OBESA (GE))

---

En el estudio B se eligieron dos conjuntos de datos para ajustar y extraer los nuevos modelos de la muestra recogida y cuyos datos se han presentado en anteriores apartados. El primer conjunto (GC: grupo de control) intentó representar una distribución normal de la población pediátrica española combinando sujetos con un índice corporal dentro de los percentiles normales, sujetos con un IMC indicando sobrepeso y sujetos con un IMC indicando obesidad (Lluís Serra Majema, Lourdes Ribas Barba et al. 2003). Este grupo trataría de reflejar las poblaciones actuales de las cuales se suelen extraer los modelos de la literatura científica. El segundo conjunto (GE: grupo de estudio) fue aleatoriamente seleccionado del grupo de pacientes obesos del Hospital. Este grupo intentaba reflejar un grupo estándar de pacientes obesos sin problemáticas especiales bajo tratamiento por su obesidad.

Se realizó una búsqueda en la literatura científica para buscar los modelos usados en población infantil obesa o no, y se eligieron una serie de estructuras de ecuaciones empleadas en otros trabajos que se enumeran en puntos anteriores, además de estos modelos se propusieron combinaciones de ecuaciones lineales para ajustar tanto en la población obesa como en la población de control usando combinaciones posibles con las señales monitorizadas y con información adicional recogida del paciente.

En las siguientes dos figuras se puede apreciar el ajuste de las ecuaciones planteadas para estimar el consumo de oxígeno ponderado en peso (primera tabla) y el consumo de oxígeno sin ponderar (segunda tabla). Los valores empleados en estos ajustes fueron valores promediados cada 10 segundos del consumo, medidos con el equipo de calorimetría indirecta. Los primeros modelos son estructuras de ecuaciones que ya se han usado por algún autor anteriormente y las siguientes líneas son modelos propuestos en el trabajo buscando combinaciones de las variables monitorizadas (HR, BR y ACC) y de otros valores disponibles de los participantes. Para cada modelo se ofrece el coeficiente de regresión ajustado ( $r^2_{adj}$ ) y el error estándar de un método de medición o de estimación (SEE) que es la desviación cuadrática media estimada del error en ese método. El código de colores indica los mejores (verde) y peores (rojo) modelos en cada uno de los grupos. En naranja aparece el modelo que se ha decidido aportar en el estudio como nuevo modelo de estimación para el consumo metabólico en obesidad infantil y que posteriormente será validado.

Los primeros modelos son modelos que usan solo una medida monitorizada. Un modelo solo con HR (Treuth, Adolph et al. 1998), otro modelo que solo usa el ACC (Puyau, Adolph et al. 2004; Corder, Brage et al. 2007). Los siguientes modelos combinan el ACC con la altura (Corder, Brage et al. 2007) y con la edad (Freedson, Melanson et al. 1998). Los siguientes modelos combinan ya dos o más de las señales monitorizadas junto a otros factores. Cabe destacar el modelo que combina HRaS (HR por encima del HR en reposo), ACC y sexo y el modelo que se aporta en el estudio que combina HR, HR en reposo, el ACC y la cintura. La elección de este modelo se debe a que combina el HR y el ACC, la mejor combinación de señales ambulatorias monitorizadas, añade el factor del HR reposo que añade un factor del nivel aeróbico de cada individuo y añade la cintura altamente relacionada con la obesidad abdominal (también llamada central, visceral) que está asociada con ciertas comorbilidades,



incluyendo el síndrome metabólico, el síndrome de ovarios poli quísticos y la resistencia a la insulina. La medida de la circunferencia de la cintura, en conjunción con el cálculo del índice de masa corporal, puede ayudar a identificar pacientes en riesgo para estas comorbilidades (Lurbe, Torro et al. 2008).

A continuación en las Tabla 26 y Tabla 27 se ajustaron los modelos para el consumo de oxígeno ponderando en relación al peso ( $VO_2/kg$ ) y modelos para estimar el consumo de oxígeno sin ponderar ( $VO_2$ ).

Tabla 26 Ecuaciones de predicción con valores cada 10 segundos durante el protocolo ajustadas para el grupo control (GC; n=30) y el grupo de estudio (GE; n=30). Los modelos han sido ajustados para estimar el consumo de oxígeno ponderado en peso corporal .

Control $VO_2/kg$ (ml/min*kg)			Estudio $VO_2/kg$ (ml/min*kg)		
	r2adj	SEE	Modelo Empleado	r2adj	SEE
HR (Treuth(98))	0.795	4.663	HR (Treuth(98))	0.723	3.96
HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.8	4.615	HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.737	3.862
HR <sup>3</sup> (Treuth(98))	0.784	4.79	HR <sup>3</sup> (Treuth(98))	0.718	3.999
ACC (Corder, Puyau)	0.615	6.391	ACC (Corder, Puyau)	0.786	3.48
ACC + altura(Corder,2007)	0.616	6.385	ACC + altura(Corder,2007)	0.786	3.47
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.622	6.341	ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.787	3.477
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.821	4.358	diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.786	3.481
HR + ACC	0.805	4.554	HR + ACC	0.857	2.84
HR + BR	0.8	4.61	HR + BR	0.76	3.68
ACC + BR	0.674	5.881	ACC + BR	0.815	3.23
HR + BR + ACC	0.807	4.53	HR + BR + ACC	0.863	2.78
ACC + HR + sexo	0.833	4.209	ACC + HR + cint/cad	0.869	2.724
ACC + HR + $VO_{2peak}$	0.845	4.052	ACC + HR + $VO_{2peak}$	0.888	2.52
ACC + HR + BMR	0.815	4.434	ACC + HR + HRrest	0.879	2.614
ACC + HR + HRrest + cintura	0.811	4.483	ACC + HR + HRrest + cintura	0.88	2.61
ACC + HR + HRrest + superfCorp	0.811	4.478	ACC + HR + HRrest + superfCorp	0.882	2.588
ACC + HR + HRrest + zBMI	0.812	4.464	ACC + HR + HRrest + zBMI	0.883	2.576

ACC + HR + HRrest + BRrest	0.808	4.513	ACC + HR + HRrest + BRrest	0.885	2.557
ACC + HR + HRrest + %FAT	0.828	4.275	ACC + HR + HRrest + %FAT	0.885	2.55
ACC + HR + HRrest + BRrest	0.808	4.513	ACC + HR + HRrest+ BRrest	0.885	2.557
ACC + HR + %FAT + sexo	0.84	4.117	ACC + HR + cint/cad + HRrest + altura	0.886	2.542
ACC + HR + %fat + sexo + VO <sub>2</sub> peak	0.85	3.984	ACC + HR + cint/cad + HRrest + BRrest + altura	0.894	2.451
			ACC + HR + cint/cad + HRrest + BRrest + altura + VO <sub>2</sub> peak	0.899	2.389

Tabla 27 Ecuaciones de prediccion con valores cada 10 segundos durante el protocolo ajustadas para el grupo control (GC; n=30) y el grupo de estudio (GE; n=30). Los modelos han sido ajustados para estimar el consumo de oxigeno total.

Control VO <sub>2</sub> (ml/min)			Estudio VO <sub>2</sub> (ml/min)		
	r2adj	SEE	Modelo Empleado	r2adj	SEE
HR (Treuth(98))	0.769	198.351	HR (Treuth(98))	0.654	327.388
HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.778	194.575	HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.671	319.246
HR <sup>3</sup> (Treuth(98))	0.767	199.347	HR <sup>3</sup> (Treuth(98))	0.657	326.082
b0*(b1 <sup>ACC</sup> )	0.636	242.23	HR <sup>3</sup> + HR <sup>2</sup> + HR	0.728	290.237
ACC (Corder, Puyau)	0.579	267.543	ACC (Corder, Puyau)	0.719	295.131
ACC + peso (Trost)	0.587	265.129	ACC + peso (Trost)	0.779	261.732
ACC + altura(Corder,2007)	0.597	261.706	ACC + altura(Corder,2007)	0.776	261.75
ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.597	261.676	ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.779	261.75
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.598	261.56	ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.802	247.776
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz (05))	0.607	258.592	ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz (05))	0.807	244.914
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.871	147.967	diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.831	228
HR + ACC	0.775	195.745	HR + ACC	0.78	260.87

HR + BR	0.77	197.896	HR + BR	0.665	322.36
ACC + BR	0.604	259.359	ACC + BR	0.725	291.978
HR + BR + ACC	0.777	194.606	HR + BR + ACC	0.78	260.795
ACC + HR + peso	0.784	191.587	ACC + HR + peso	0.851	215.137
ACC + HR + altura	0.785	191.147	ACC + HR + altura	0.819	236.58
ACC + HR + sexo	0.822	173.863	ACC + HR + edad	0.841	221.594
ACC + HR + cint/cad	0.797	185.733	ACC + HR + masagrasa	0.849	216.371
ACC + HR + cintura	0.784	191.61	ACC + HR + cintura	0.853	213.572
ACC + HR + RMR	0.783	192.013	ACC + HR + RMR	0.857	210.301
ACC + HR + peso + altura + cint/cad + sexo	0.834	167.827	ACC + HR + HRrest	0.83	229.673
ACC + HR + HRrest + BRrest	0.783	192.166	ACC + HR + HRrest + BRrest	0.834	227.032
ACC + HR + presSISmedia	0.777	194.678	ACC + HR + presSISmedia	0.863	205.78
ACC + HR + peso + altura + cintura	0.789	189.365	ACC + HR + peso + altura + cintura	0.862	206.9
ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.793	187.596	ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.875	196.624
ACC + HR + cintura + HRrest	0.785	191.43	ACC + HR + cintura + HRrest	0.873	198.0054
HR + SMA + HRrest+ peso + altura + cint/cad + sexo	0.845	162.432			

Viendo los ajustes de los modelos de la

A continuación en las Tabla 26 y Tabla 27 se ajustaron los modelos para el consumo de oxígeno ponderando en relación al peso (**VO<sub>2</sub>/kg**) y modelos para estimar el consumo de oxígeno sin ponderar (**VO<sub>2</sub>**).

Tabla 26 y la

Tabla 27 podemos extraer una serie de observaciones:

- Los modelos mejores no coinciden en ambos grupos GE y GC.

- De las variables monitorizadas, la medida de la frecuencia respiratoria no mejora los modelos, la combinación HR + ACC es la mejor solución en todos los casos.
- El añadir la frecuencia respiratoria BR, a los modelos combinados no mejora el ajuste de los modelos (solo un 0.002% y un 0.006% en el GC y el GE respectivamente a la hora de estimar el  $VO_2/kg$ ).
- En cuanto a los modelos simples (con una sola variable monitorizada), en el grupo de estudio la señal ACC da mejores ajustes en los modelos que el HR y en el de control es al revés, los modelos simples ajustan mejor con el HR.
- En general, los modelos en el grupo de estudio se ajustan mejor seguramente debido a la homogeneidad del grupo de estudio.
- El aportar valores de HR en reposo y BR en reposo, mejoran el modelo en el grupo de estudio. Se obtienen mejores resultados si incluimos los parámetros separados en la ecuación que incluidos junto al HR en términos (HR - HRrest), sin embargo en el grupo de control no mejoran el modelo prácticamente.
- El modelo de (Corder, Brage et al. 2007) se comporta como el mejor de los estudiados de la literatura.
- En el grupo de estudio, para modelos con consumo metabólico ponderado en peso la propiedad cintura/cadera es la mejor, sin embargo en modelos absolutos la propiedad cintura es la mejor.
- La propiedad del porcentaje de grasa es más útil en el grupo de control.
- Aunque la edad incluye alguna mejora no la vamos a tomar en consideración puesto que no disponemos de suficientes individuos en cada uno de los intervalos de edad necesarios para modelar esta relación.
- El aportar el RMR medido en la primera fase ha resultado más útil en los modelos absolutos en el grupo de estudio.
- La propiedad sexo aporta a los modelos del grupo de control.

A continuación en las Tabla 28 y Tabla 29 se ajustaron los modelos para el consumo de oxígeno ponderando en relación a la masa magra ( $VO_2/ffm$ ) y para los rMET. Los resultados no parecen que redujeron las diferencias en el ajuste para los dos grupos e incluso en algunos casos fueron peores que en las variables anteriores.

Tabla 28 Modelos ajustados con valores cada 10 segundos para estimar el consumo de oxígeno ponderado en la masa magra.

	Control $VO_2/ffm$ (ml/min*kg)		Estudio $VO_2/ffm$ (ml/min*kg)	
	r2adj	SEE	Modelo Empleado	r2adj SEE
HR (Treuth(98))	0.774	6.57	HR (Treuth(98))	0.705 6.76
HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.782	6.45	HR <sup>2</sup> (Treuth(98))	0.721 6.58
HR <sup>3</sup> (Treuth(98))			HR <sup>3</sup> (Treuth(98))	
b0(b1 <sup>ACC</sup> ) (compound model)	0.649		HR <sup>3</sup> + HR <sup>2</sup> + HR	0.777
ACC (Corder, Puyau)	0.588	8.88	ACC (Corder, Puyau)	0.778 5.868

ACC + peso (Troost)	0.597	8.78	Modelo ACC + peso (Troost)	0.78	5.85
ACC + altura(Corder,2007)	0.591	8.84	Modelo ACC + altura(Corder,2007)	0.779	5.85
ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.597	8.78	ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.78	5.85
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.593		ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.792	
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (schmitz (05))	0.604		ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (schmitz (05))	0.781	
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.829		diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.885	
HR + ACC	0.781		HR + ACC	0.844	
HR + BR	0.775	6.56	HR + BR	0.748	6.25
ACC + BR	0.635	8.35	ACC + BR	0.81	5.43
HR + BR + ACC	0.781	6.47	HR + BR + ACC	0.852	4.8
ACC + HR + peso	0.788	6.36	ACC + HR + peso	0.847	4.88
ACC + HR + altura	0.789	6.35	ACC + HR + altura	0.844	4.92
ACC + HR + sexo	0.818	5.9	ACC + HR + edad	0.844	4.92
ACC + HR + cint/cad	0.793	6.29	ACC + HR + masagrasa	0.858	4.7
ACC + HR + cintura	0.784	6.42	ACC + HR + cintura	0.849	4.83
ACC + HR + RMR	0.785	6.41	ACC + HR + RMR	0.854	4.76
ACC + HR + peso + altura + cint/cad + sexo	0.832	5.67	ACC + HR + HRrest	0.871	4.48
ACC + HR + HRrest + BRrest	0.781	6.46	ACC + HR + HRrest + BRrest	0.891	4.12
ACC + HR + presSISmedia	0.784	6.42	ACC + HR + presSISmedia	0.856	4.73
ACC + HR + peso + altura + cintura	0.792	6.3	ACC + HR + peso + altura + cintura	0.859	4.67
ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.794	6.28	ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.887	4.18
ACC + HR + cintura + HRrest	0.786	6.39	ACC + HR + cintura + HRrest	0.885	4.22

Tabla 29 Modelos ajustados para estimar tasa metabólica real rMET.

Control rMET (VO <sub>2</sub> / VO <sub>2</sub> basal)			Estudio rMET (VO <sub>2</sub> / VO <sub>2</sub> basal)		
	r2adj	SEE	Modelo Empleado	r2adj	SEE
HR (Treuth(98))	0.832	0.888	HR (Treuth(98))	0.738	1.09
HR^2 (Treuth(98))	0.839	0.86	HR^2 (Treuth(98))	0.753	1.06
HR^3 (Treuth(98))			HR^3 (Treuth(98))		
b0(b1^ACC) (compound model)			HR^3 + HR^2 + HR	0.804	
ACC (Corder, Puyau)	0.677	1.22	ACC (Corder, Puyau)	0.779	1
ACC + peso (Trost)	0.683	1.21	Modelo ACC + peso (Trost)	0.779	1
ACC + altura (Corder,2007)	0.682	1.21	ACC + altura (Corder,2007)	0.78	1
ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.684	1.21	ACC + altura + peso (McMurray (04))	0.783	0.99
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.679	1.22	ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0.781	1.002
ACC^2 + ACC + ACC*peso + peso (schmitz (05))	0.691	1.2	Modelo ACCelev2 + ACC + ACC*peso + peso (schmitz (05))	0.78	1.005
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.852	0.83	diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	0.876	0.754
HR + ACC	0.85	0.835	HR + ACC	0.86	0.799
HR + BR	0.84	0.863	HR + BR	0.763	1.04
ACC + BR	0.738	1.1	ACC + BR	0.801	0.95
HR + BR + ACC	0.854	0.824	HR + BR + ACC	0.863	0.793
ACC + HR + peso	0.858	0.813	ACC + HR + peso	0.861	0.798
ACC + HR + altura	0.852	0.831	ACC + HR + altura	0.863	0.791
ACC + HR + sexo	0.853	0.829	ACC + HR + edad	0.863	0.791
ACC + HR + cint/cad	0.86	0.809	ACC + HR + cint/cad	0.861	0.798
ACC + HR + cintura	0.863	0.8	ACC + HR + cintura	0.861	0.797
ACC + HR + BMR	0.852	0.83	ACC + HR + BMR	0.861	0.799

ACC + HR + peso + altura + cint/cad + sexo	0.864	0.797	ACC + HR + peso + altura + cint/cad + sexo	0.888	0.715
ACC + HR + HRrest + BRrest	0.854	0.824	ACC + HR + HRrest + BRrest	0.885	0.725
ACC + HR + presSISmedia	0.856	0.82	ACC + HR + presSISmedia	0.863	0.79
ACC + HR + peso + altura + cintura	0.865	0.793	ACC + HR + peso + altura + cintura	0.887	0.72
ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.866	0.79	ACC + HR + peso + altura + cintura + HRrest	0.888	0.715
ACC + HR + cintura + HRrest	0.864	0.795	ACC + HR + cintura + HRrest	0.873	0.762
Acc + HR + HRrest	0.853	0.827	Acc + HR + HRrest	0.873	0.76
ACC + HR + BRrest	0.851	0.832	ACC + HR + BRrest	0.875	0.757

Viendo los ajustes de los modelos de la Tabla 28 y la Tabla 29 podemos extraer una serie de observaciones:

- Los modelos mejores no coinciden en ambos grupos GE y GC.
- De las variables monitorizadas, la medida de la frecuencia respiratoria no mejora los modelos al igual que en los casos anteriores, la combinación HR + ACC sigue siendo la mejor solución en todos los casos.
- En cuanto a los modelos simples (con una sola variable monitorizada), se mantiene igual que en los modelos anteriores, en el grupo de estudio la señal del ACC da mejores ajustes en los modelos que el HR y en el de control es al revés, los modelos simples ajustan mejor con el HR.
- En general, los modelos en el grupo de estudio se ajustan mejor seguramente debido a la homogeneidad del grupo de estudio aunque en este caso los modelos que predicen la variable de rMET se ajustan igual de bien en los dos grupos.
- Al igual que en las variables anteriores, el aportar valores de HR en reposo y BR en reposo, mejoran el modelo en el grupo de estudio.
- Al igual que en los casos anteriores, el modelo de (Corder, Brage et al. 2007) se comporta como el mejor de los estudiados de la literatura.

En la Tabla 30 podemos ver un resumen con los principales modelos lineales de la literatura y en negrita el modelo seleccionado en nuestro estudio, ajustados para cada una de las variables de estimación posibles ( $VO_2/kg$ ,  $VO_2$ ,  $VO_2/ffm$  y rMET). En este caso seguimos trabajando con modelos ajustados a los datos agrupados cada 10 segundos.

Tabla 30 Resumen de los modelos lineales para la estimación de las 4 variables posibles con valores cada 10 segundos.

GC $VO_2/kg (ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1})$	GE $VO_2/kg (ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1})$
--	--

Modelo	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,795	4,663	0,723	3,960
ACC (Puyau, 02)	0,615	6,391	0,786	3,480
ACC + altura(Corder,07)	0,616	6,385	0,786	3,470
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0,622	6,341	0,787	3,477
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,821	4,358	0,880	2,612
<b>HR + ACC + HRrest + Waist (Tesis)</b>	0,811	4,483	0,880	2,610
Modelo ARX				
	GC VO <sub>2</sub> (ml/min)		GE VO <sub>2</sub> (ml/min)	

Modelo	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,769	198,351	0,654	327,388
ACC ( Puyau, 02)	0,579	267,543	0,719	295,131
ACC + peso (Troost,98)	0,587	265,129	0,779	261,732
ACC + altura(Corder,07)	0,597	261,706	0,776	261,750
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,597	261,676	0,779	261,750
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,598	261,560	0,802	247,776
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,607	258,592	0,807	244,914
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,871	147,967	0,831	228,000
<b>HR + ACC + HRrest + Waist (Tesis)</b>	0,785	191,430	0,873	198,005

Modelo	GC rMET		GE rMET	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,832	0,884	0,738	1,094
ACC ( Puyau, 02)	0,677	1,228	0,779	1,005
ACC + peso (Troost,98)	0,683	1,216	0,779	1,005
ACC + altura(Corder,07)	0,682	1,218	0,78	1,003
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,684	1,214	0,783	0,997
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,679	1,224	0,781	1,002
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,691	1,2	0,78	1,005
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,852	0,83	0,876	0,754
<b>HR + ACC + HRrest + Waist (Tesis)</b>	0,864	0,795	0,873	0,762

Modelo	GC VO <sub>2</sub> /ffm		GE VO <sub>2</sub> /ffm	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,774	6,57	0,705	6,76
ACC ( Puyau, 02)	0,588	8,880	0,778	5,868
ACC + peso (Troost,98)	0,597	8,780	0,78	5,85
ACC + altura(Corder,07)	0,591	8,840	0,779	5,85
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,597	8,780	0,78	5,85
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,593	8,820	0,792	5,69
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,604	8,7	0,781	5,84
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,829	5,73	0,885	4,235
<b>HR + ACC + HRrest + Waist (Tesis)</b>	0,786	6,390	0,885	4,220

Viendo la tabla comparativa se aprecian aspectos a reseñar:

- Del modelo que se ajusta para el HR solo, el mejor modelo tanto en el GE como en el GN es el que estima rMET. En todas las variables los modelos que mejor ajustan son los debidos al grupo control
- De los modelos que trabajan solo con la señal del ACC los mejores modelos en el GE son los que estiman el VO<sub>2</sub>/kg (aunque mínimamente) mientras que en el GN son los modelos que estiman el rMET, en todas las variables se ajustan mejor estos modelos en población obesa que en población control
- Respecto a los modelos que combinan ACC y HR. En el de Corder el ajuste mejor en el GE es para la variable de VO<sub>2</sub> FFM (aunque mínimo) y el mejor ajuste en el GN es



para la variable VO<sub>2</sub>; en nuestro modelo propuesto lineal el mejor ajuste se da para la variable VO<sub>2</sub> FFM (aunque mínimamente mejor que otros) y en el GN para la variable rMET

A continuación se realizaron los ajustes con los mismos modelos pero para las señales a estimar promediadas cada minuto y no cada 10 segundos como se había realizado anteriormente. Este variación se realizó para probar si los modelos pueden trabajar con valores de minuto sin perder información y sin perder precisión en la estimación.

Tabla 31 Resumen de los modelos lineales para la estimación de las 4 variables posibles con valores cada minuto.

Modelo	GC VO <sub>2</sub> /kg (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )		GE VO <sub>2</sub> /kg (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,827	4,225	0,747	3,737
ACC (Puyau, 02)	0,678	5,773	0,846	2,916
ACC + altura(Corder,07)	0,678	5,769	0,846	2,917
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	0,685	5,730	0,847	2,921
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,855	3,884	0,915	2,179
<b>HR + ACC + restingHR + Waist (Tesis)</b>	0,841	4,049	0,914	2,178

Modelo	GC VO <sub>2</sub> (ml/min)		GE VO <sub>2</sub> (ml/min)	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,797	183,83	0,675	313,475
ACC ( Puyau, 02)	0,635	246,247	0,773	262,335
ACC + peso (Trost,98)	0,643	243,511	0,834	223,958
ACC + altura(Corder,07)	0,654	239,757	0,822	232,286
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,654	239,838	0,834	224,108
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,655	240,287	0,857	208,811
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,66	238,625	0,863	204,893
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,901	128,461	0,861	205,869
<b>HR + ACC + restingHR + Waist (Tesis)</b>	0,811	177,172	0,906	168,736

Modelo	GC rMET		GE rMET	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,867	0,776	0,764	1,02
ACC ( Puyau, 02)	0,747	1,072	0,838	0,849
ACC + peso (Trost,98)	0,754	1,057	0,838	0,85
ACC + altura(Corder,07)	0,752	1,061	0,839	0,848
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,754	1,055	0,841	0,842
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,749	1,071	0,84	0,85
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,761	1,045	0,84	0,849
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,889	0,712	0,911	0,632
<b>HR + ACC + restingHR + Waist (Tesis)</b>	0,899	0,676	0,907	0,644

Modelo	GC VO <sub>2</sub> /ffm		GE VO <sub>2</sub> /ffm	
	R2adj	SEE	R2adj	SEE
HR (Treuth,98)	0,803	6,066	0,729	6,415
ACC ( Puyau, 02)	0,646	8,147	0,837	4,973
ACC + peso (Trost,98)	0,654	8,047	0,838	4,957
ACC + altura(Corder,07)	0,648	8,11	0,838	4,960
ACC + altura + peso (McMurray ,04)	0,653	8,053	0,838	4,961
ACC + edad + ACC*edad (Freedson,97)	0,651	8,106	0,85	4,794
ACC <sup>2</sup> + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz ,05)	0,659	8,009	0,839	4,963

diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder ,07)	0,859	5,154	0,918	3,546
<b>HR + ACC + restingHR + Waist (Tesis)</b>	<b>0,814</b>	<b>5,899</b>	<b>0,918</b>	<b>3,520</b>

El mejor modelo simple en el grupo de control fue el modelo con HR, que explica el 82.7% de la varianza  $VO_2$ /kg, el 79.7% en el  $VO_2$  , el 80,3% para la variable  $VO_2$  FFM y el 86.7% en los rMET; sin embargo el mejor modelo simple en el grupo de Estudio fue el modelo con ACC (explicando el 84.6% de la varianza en  $VO_2$ /kg, el 71.9% para el  $VO_2$  , el 83.7% en el  $VO_2$  FFM y el 83.8% para los rMET). Los modelos con ACC que aportaban otros factores (edad, peso y altura) no parecen mejorar el ajuste en ninguno de los tres factores a estimar.

Los modelos que combinan el ACC y el HR han dado los mejores resultados. El primeros de ellos (Corder, Brage et al. 2007) explicó el 85.5% de la varianza del  $VO_2$ /kg en el grupo de control (GC) y el 91.5 % en el grupo de Estudio (GE), para el  $VO_2$  fue el 86.1% en el GC y el 90.1% en el GE, en la estimación de MET los resultados fueron 88.9% para el GC y 91.1% para el GE mientras que en la variable  $VO_2$  FFM en el grupo de control (GC) el ajuste fue del 81.4% y el 91.8 % en el grupo de Estudio (GE) . Respecto al modelo aportado en este estudio (HR + HRrest + cintura + SMA) los resultados fueron:  $VO_2$ /kg, 84.1% GC y 91.4% GE;  $VO_2$  , 81.1% GC y 90.6% GE; rMET, 89.9% GC y 90.7% GE y  $VO_2$  FFM, 81.4% en el GC y 91.8% en el GE. En este modelo siempre fueron mejores los ajustes de modelos con población obesa que con población normalizada.

El error estándar de estimación (SEE) fue más bajo en el grupo de Estudio que en el grupo de control, alcanzando desde 2.178 a 3.737  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$  en el GE y desde 3.884 a 5.769  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$  en el GC estimando para  $VO_2$ /kg.

La diferencia entre las variables medidas y las estimadas por los modelos de la tabla 9 han sido dibujadas para 3 modelos característicos (el resto se puede ver en los anexos) (el del HR solo y los que combinan HR y ACC lineales), frente a la media de las diferencias en gráficas de Bland-Altman (Bland and Altman 1986) La distribución de la media de las diferencias se ha dibujado en la esquina inferior izquierda para reflejar si existe una tendencia en el error del modelo, lo cual indicaría un error sistemático y un mal funcionamiento del modelo en esa zona. Los gráficos que se presentan son para los modelos seleccionados en la Tabla 31 (con promedio de 1 minuto). Para cada modelo se pueden ver los valores y Bland-Altman para la estimación del  $VO_2$ /kg,  $VO_2/ffm$  ,  $VO_2$  y MET con el ajuste para el GE y para el GC.

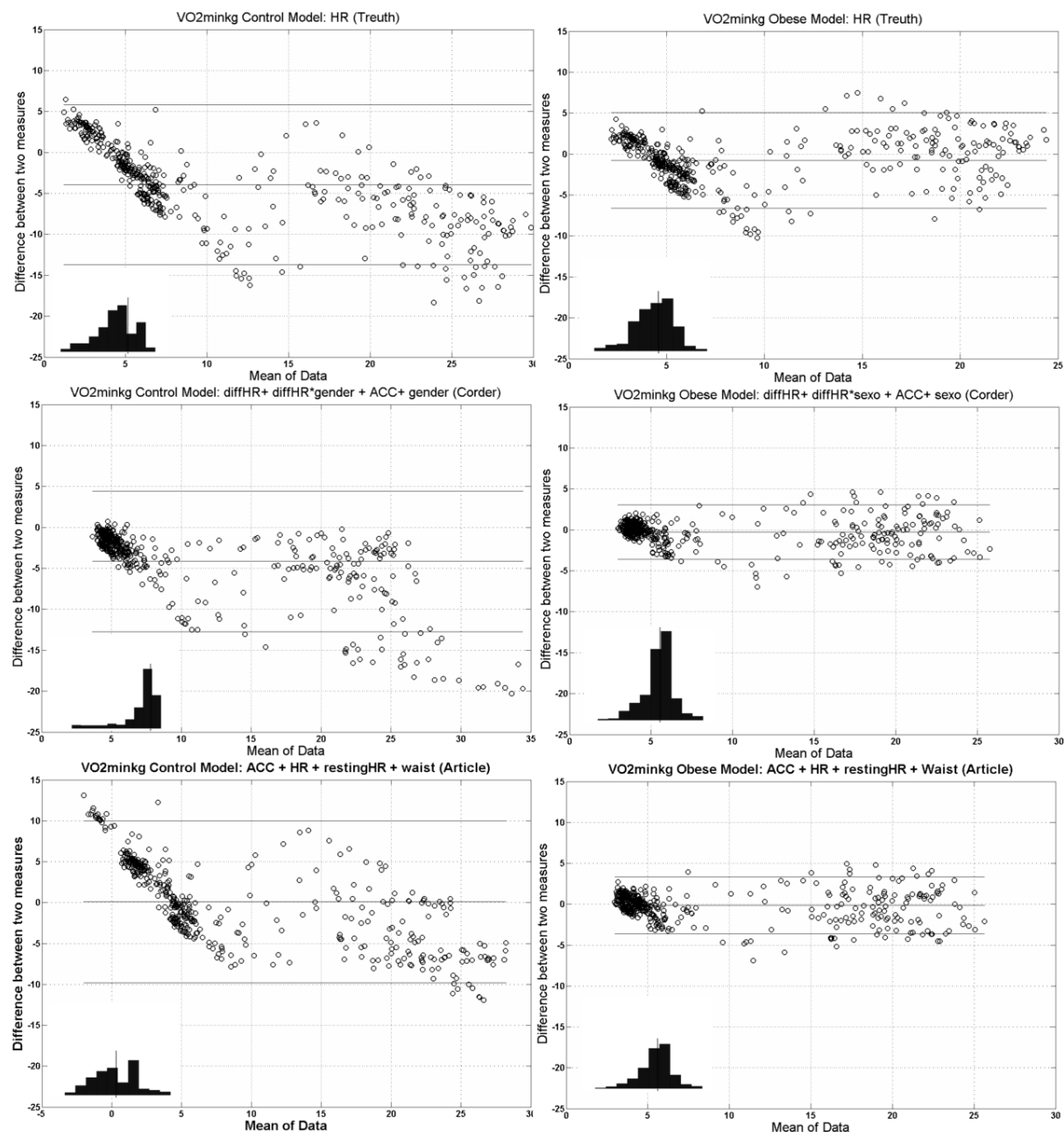


Figura 62 Gráficas Bland-Altman (la diferencia entre la variable medida y la predicha (en este caso el  $VO_2/kg$ ). los histogramas en la esquina inferior izquierda representan la distribución del error del modelo. en esta figura se muestran 3 modelos empleados en este estudio. la primera fila es el modelo de Treuth de HR solo, la segunda fila el modelo de Corder de HR y ACC y la tercera fila es nuestro modelo de HR y ACC. Los modelos de la columna izquierda han sido extraídos del grupo de población normalizada y los modelos de la columna derecha han sido extraídos del grupo de población obesa.

Los diferentes conjuntos que se aprecian en la mayoría de las gráficas son debidos a las fases de actividad sedentaria y de esfuerzo respectivamente. Todos los modelos ajustados con el GE muestran una reducción en el error (la distribución del error medio cercana a 0 y una reducción del intervalo de confianza). Todos los histogramas muestran una distribución del error más cercana a una distribución normal en los modelos ajustados con GE más que los

modelos ajustados con GC, excepto en los modelos de HR simple donde no hubo una mejoría significativa. El resto de Bland-Altman calculados para todos los modelos de estimación de las 4 variables y de cada grupo (GN y GE) se adjuntan en los anexos.

### 7.2.1. AJUSTE DEL MODELO PROPUESTO SEPARADO EN LA FASE DE ESFUERZO Y EN LA FASE DE RECUPERACION

El modelo que se ha elegido en la tesis como candidato fue también ajustado separando los datos de ajuste por fases para discernir si parece conveniente realizar una estrategia de ecuaciones combinadas para situaciones de esfuerzo y/o situaciones de recuperación que son las fases que luego veremos en el segundo estudio como claves a la hora de poder caracterizar al niño obeso en una prueba de esfuerzo. Este fenómeno es similar al método FLEX HR comentado anteriormente y al método de las ecuaciones ramificadas (*Branched equations* (Brage, Brage et al. 2004)), donde según el nivel de actividad se aplica un tipo de ecuación u otro.

Los ajustes del modelos obtenidos por regresión en la fase de recuperación y esfuerzo fueron:

Tabla 32 Ajustes Modelo lineal estudio en fase recuperación

	Normo peso	Obeso
R	,899 <sup>a</sup>	,839 <sup>a</sup>
R Square	,808	,704
Adjusted R Square	,806	,700
Std. Error of the Estimate	1,704	1,262

a. ACC + HR + cintura + HRrest

Estos fueron los ajustes en la fase de esfuerzo:

Tabla 33 ajustes modelo lineal en fase esfuerzo

	Normo peso	Obeso
R	,641 <sup>a</sup>	,771
R Square	,411	,595

Adjusted R Square	,398	,582
Std. Error of the Estimate	5,284	3,029

a. ACC + HR + cintura + HRrest

Estos fueron los ajustes obtenidos para la fase de esfuerzo y recuperación combinada:

Tabla 34 ajustes modelo lineal fase esfuerzo y recuperación

	Normo peso	Obeso
R fase esfuerzo	,842	,932
R Square	,709	,868
Adjusted R Square	,704	,866
Std. Error of the Estimate	5,497	2,863

a. ACC + HR + cintura + HRrest

A la vista de estos resultados podemos ver que estos ajustes fueron peores en el grupo de estudio que en el grupo de control asociado a una mayor variabilidad en el grupo de estudio lo que dificulta su ajuste en esa fase. Si comparamos con los ajustes generales el modelo separado por fases se comporta peor en el ajuste.

Los ajustes en la fase de esfuerzo aún fueron peores que en la fase de recuperación, estos datos deben ser revisados en futuros estudios pero a la vista está que la relación lineal que se supone en algunos trabajos entre el HR y el  $VO_2/kg$  no existe o no es tan buena, sin embargo este modelo mejora cuando unimos la fase de esfuerzo y de recuperación.

**7.2.2. AJUSTE DE MODELOS POR IDENTIFICACION DE MODELOS ENTRADA-SALIDA CON DIFERENTES CARACTERÍSTICAS PARA CADA UNO DE LOS GRUPOS (POBLACIÓN NORMAL Y POBLACIÓN OBESA)**

Los resultados del ajuste de diferentes configuraciones para el modelo ARX (modelo más sencillo pero en el que es fácil determinar los órdenes ideales) obtuvo los resultados que se aprecian en la Tabla 35, en la tabla se presenta el tipo de modelo, los parámetros elegidos para el modelo (siendo  $n_a$ ,  $n_b$  y  $n_k$  los órdenes de los polinomios  $A(q)$ ,  $B(q)$  y  $e(t)$  de la

Ecuación 11 Polinomio tipo) y en “*mejor ajuste*” tenemos un indicador del ajuste del modelo a los datos, calculado en la Ecuación 19, donde el error entre el valor estimado y el real se divide entre la diferencia entre el valor estimado y su media (ver apartado 6.3.1).

Tabla 35 Ajuste modelos ARX

Modelo	GC VO <sub>2</sub> /kg (ml/min·kg)		GE VO <sub>2</sub> /kg (ml/min·kg)	
	Mejor ajuste	Parámetros	Mejor ajuste	Parámetros
ARX (diffHR ACC)	20.88	na = [ 6] nb = [ 10 10] nk = [ 0 1]	72.54	na = [ 6] nb = [ 10 10] nk = [ 0 1]
ARX (HR ACC HRrest cint)	8.87	na=10 nb=[10 10 10 10] nk=[1 1 1 1]	67.13	na = [ 6] nb = [ 10 10 10 10] nk = [ 0 1 1 1]
ARX (HR ACC)	23.97	na=10 nb=[10 10] nk=[0 1]	73.11	na=[4] nb=[10 10] nk=[0 1]
ARX (HR ACC BR)	29.67	na=10 nb=[10 10 10] nk=[0 1 1]	73.05	na=[4] nb=[10 10 10] nk=[0 1 1]
ARX (HR ACC peso altura sex edad)	33.4	na=[10] nb=[10 10 10 10 10 10] nk=[1 1 1 1 1 1]	70.74	na=[4] nb=[10 10 10 10 10 10] nk=[0 1 1 1 1 1]
ARX (HR ACC HRrest ACCrest)	17.34	na=[10] [9 9 9 9] nk=[2 2 2 2]	73.3	na=[4] nb=[10 10 4 4] nk=[0 1 0 0]
ARX (HR ACC (quitando tendencia))	40.89	na=[10] [10 10] nk=[0 1]	74.06	na=[4] nb=[10 10] nk=[0 1]
ARX (diffHR diffACC)	11.49	na=[10] [10 10] nk=[0 1]	75.3	na=[6] nb=[10 10] nk=[0 1]

Modelo	GC VO <sub>2</sub> (ml/min)		GE VO <sub>2</sub> (ml/min)	
	Mejor ajuste	Parámetros	Mejor ajuste	Parámetros
ARX (diffHR diffACC)	64.13	na=[4] nb=[10 10] nk=[0 1]	67.87	na=[4] nb=[10 10] nk=[1 1]

Modelo	GC VO <sub>2</sub> FFM		GE VO <sub>2</sub> FFM	
	Mejor ajuste	Parámetros	Mejor ajuste	Parámetros
ARX (diffHR diffACC)	46.53	na=[10] nb=[10 10] nk=[0 1]	69.55	na=[6] nb=[10 10] nk=[0 1]

Modelo	GC rMET		GE rMET	
	Mejor ajuste	Parámetros	Mejor ajuste	Parámetros
ARX (diffHR diffACC)	66.16	na=[4] nb=[10 10] nk=[0 1]	66.66	na=[4] nb=[10 10] nk=[0 1]
ARX (diffHR diffACC BMR)	60.3	na=[4] nb=[10 10 2] nk=[0 1 0]	66.44	na=[4] nb=[10 10 2] nk=[0 1 0]

GC MET		GE MET	
--------	--	--------	--

Modelo	Mejor ajuste	Parámetros	Mejor ajuste	Parámetros
ARX (diffHR diffACC)	30.31	na=[10] nb=[10 10] nk=[0 1]	75.3	na=[6] nb=[10 10] nk=[0 1]

$$A(q)y(t) = \sum_{i=1}^{nu} B_i(q)u_i(t - nk_i) + e(t)$$

Ecuación 18 Modelo ARX

$$Mejor Ajuste = \left( 1 - \frac{|y - \hat{y}|}{|y - \bar{y}|} \right) * 100$$

Ecuación 19 Fórmula de cálculo del parámetro “mejor ajuste”.

En vista de los resultados podemos resaltar una serie de aspectos:

- Los modelos que mejor se comportan son los que estiman el VO<sub>2</sub>/kg y dentro de ellos son los modelo extraídos del GE los que obtienen buenos resultados.
- Las mejores variables para estimar modelos ARX en todas las variables han sido la variable diffHR (la diferencia entre el HR medido y el HR en reposo) y la variable diffACC (la diferencia entre el valor del ACC medido y el valor del ACC en reposo)
- Los modelos que estiman el VO<sub>2</sub> y los rMET obtuvieron valores similares al ajustar del GC que del GE
- El modelo que estimaba el VO<sub>2</sub> FFM obtuvo mejores resultados al estimar del GE que del GC pero no tan buenos como al estimar el VO<sub>2</sub>/kg
- El modelo que estimaba el MET obtuvo mejores resultados al estimar del GE que del GC y el resultado de ajuste fue igual de bueno que la estimación del VO<sub>2</sub>/kg aunque no es esta la variable que interesa estimar puesto que sabemos del error que introduciría en su interpretación

Una vez elegidas las variables (diffHR, diffACC) y la variable a estimar (VO<sub>2</sub>/kg), se ajustó el modelo para las señales por minuto y los resultados fueron estos:

Tabla 36 Ajuste modelo ARX en minutos

Modelo con señales en minutos						
Modelo	Mejor ajuste	GC VO <sub>2</sub> /kg (ml/min·kg)		Mejor ajuste	GE VO <sub>2</sub> /kg (ml/min·kg)	
		Parámetros			Parámetros	
ARX (diffHR diffACC)	32.37	na = [ 1 ]	nk = [ 0 0 ]	78.88	na = [ 1 ]	nb = [ 3 3 ] nk = [ 0 0 ]

Los resultados reflejan una mejoría en la estimación del modelo y una reducción del orden necesario lo que redundaría en su posible utilización en algoritmos online.

En la siguiente gráfica podemos ver la estimación del modelo extraído del GC y la del modelo ARX extraído del GE, claramente se aprecia la mejor estimación del modelo extraído del GE

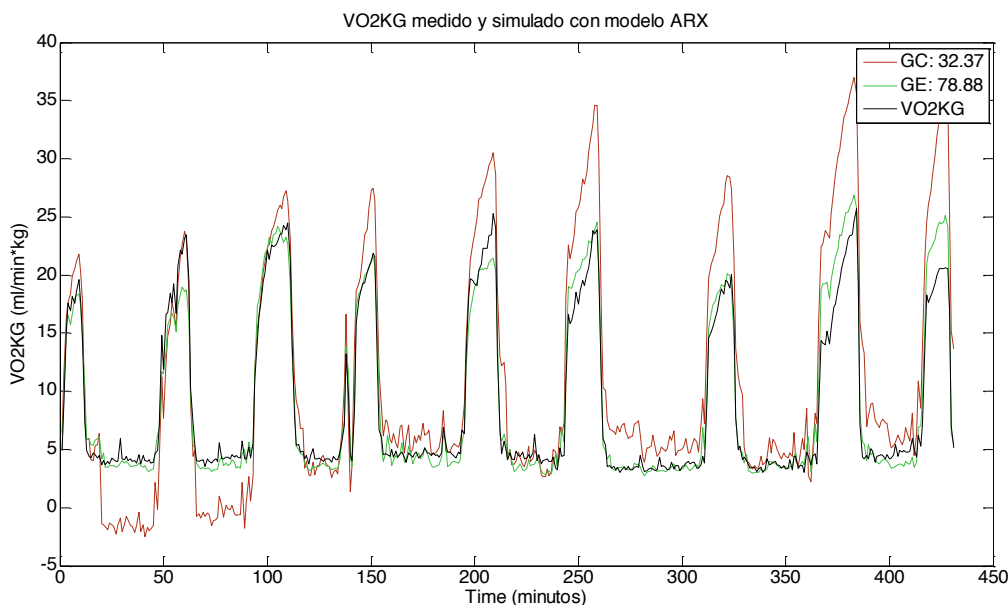


Figura 63 estimación modelo ARX minutos VO<sub>2</sub>/kg (diffHR, diffACC).

A continuación se probaron otros modelos lineales paramétricos con estas variables para comparar los ajustes. La estructura de cada modelo se puede consultar en el apartado 6.3.1. Estos fueron los resultados obtenidos:

Tabla 37 Ajustes modelos identificación entrada-salida

Modelos Paramétricos Lineales	Mejor ajuste	
ARX (diffHR diffACC)	78.88	na = [ 1] nb = [ 3 3] nk = [ 0 0]
ARMAX (diffHR diffACC)	55.79	na = 1 nb = [3 3] nc = 1 nk = [0 0]
Espacio Estados (diffHR diffACC)		



	75.68	n=7
Bob Jenkins	80.91	nb = [5 4] nc = 1 nd = 1 nf = [3 3] nk = [0 0]
Output Error	80.91	nb = [5 4] nf = [3 3] nk = [0 0]
No lineal ARX	76.5	na=[1] nb=[5 5] nk=[0 0] , wavelet (1 unidad)
No lineal Hammerstein-Wiener	86.6	Sigmoide entradas (n=2), nb=[3 3] nf=[3 3] nk=[0 0] Sigmoide Salida (n=10)

Viendo los resultados se puede apreciar que:

- El mejor modelo es el no lineal de Hammerstein-Weiner (Figura 64) que representa la dinámica del sistema con un bloque lineal y capta la no linealidad en las entradas y salidas del sistema, en este caso esa no linealidad ha funcionado mejor con funciones sigmoides, funciones relacionadas con procesos biológicos (ej. reacción del oxígeno con la hemoglobina).
- De los modelos lineales el que mejor se comporta es el de output error.
- El modelo Arx, tiene un buen comportamiento en comparación con los demás con unos órdenes bajos lo que le hacen un candidato para su implementación en sistemas online.
- Si nos fijamos en el análisis residual (Figura 66 y Figura 68) el modelo No lineal de Hammerstein presenta algún valor de autocorrelación fuera del intervalo de confianza al igual que el modelo No lineal ARX que presenta algún valor ligeramente fuera en la autocorrelación y varios valores fuera en la correlación cruzada con las entrada de la diffHR.
- En los modelos lineales el modelo de Bob Jenkins es el que presenta un mejor resultado en los residuales seguido por el modelo ARX.

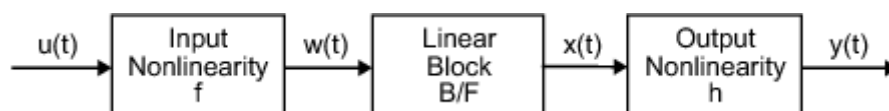


Figura 64 diagrama Hammerstein-Weiner

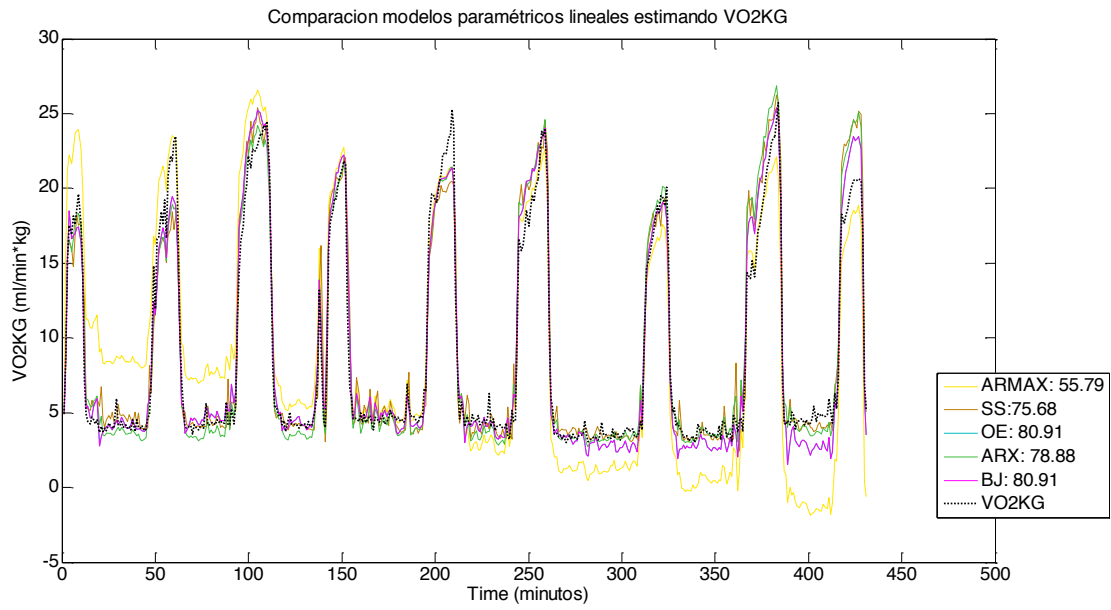


Figura 65 estimación modelos paramétricos lineales VO<sub>2</sub>/kg (diffHR, diffACC)

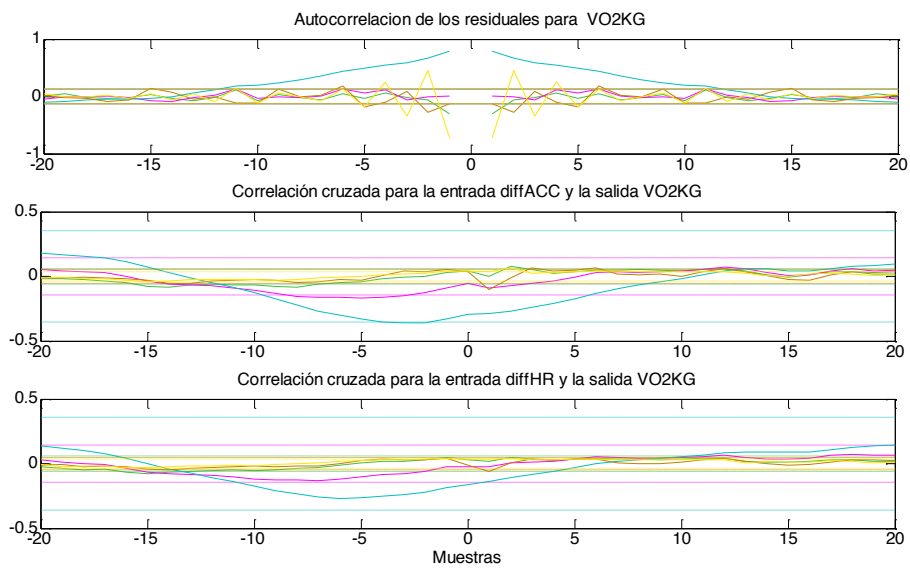


Figura 66 residuales de los modelos paramétricos lineales para la estimación de VO<sub>2</sub>/kg (diffHR, diffACC)

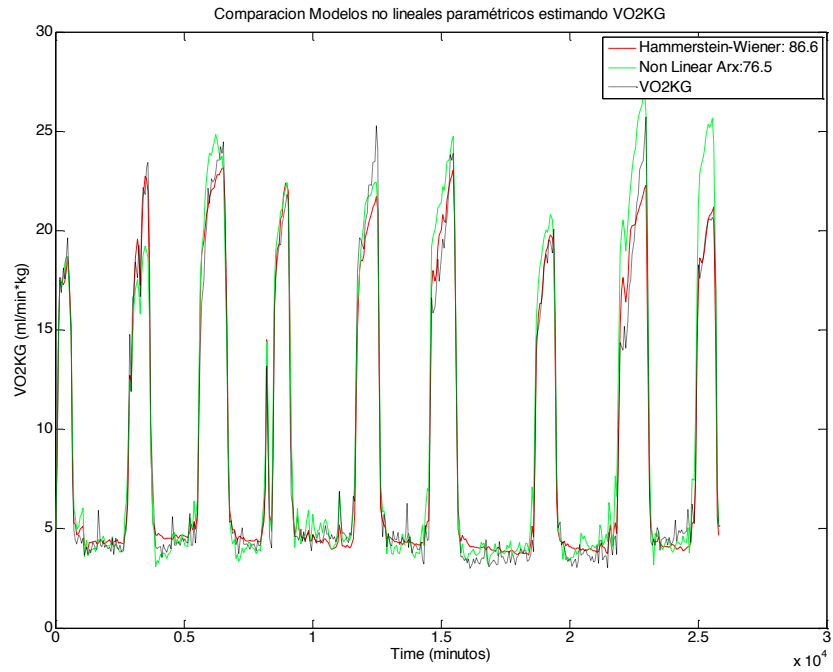


Figura 67 Estimación modelos no lineales paramétricos del VO<sub>2</sub> k (diffHR, diffACC)

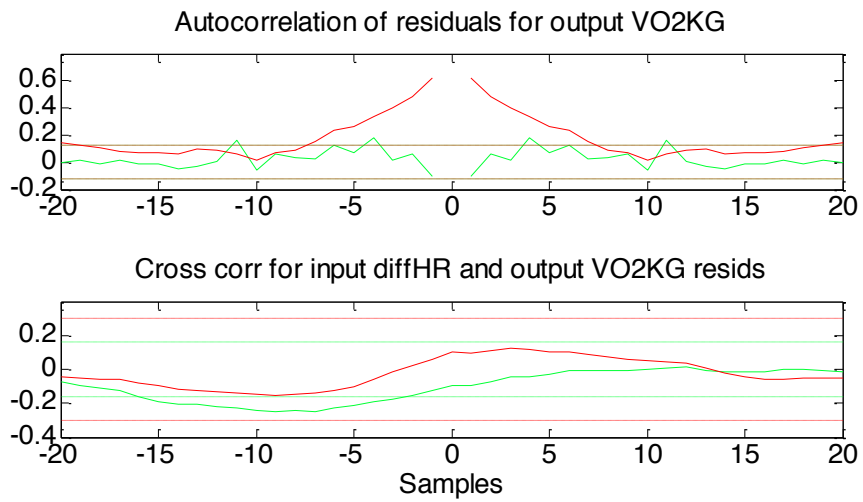


Figura 68 Residuales de los modelos no lineales

### 7.2.3. AJUSTE DE MODELOS POR EL METODO DE LAS CURVAS DE REGRESION ADAPTATIVAS MULTIPLES (MARS) PARA CADA UNO DE LOS GRUPOS (POBLACIÓN NORMAL Y POBLACIÓN OBESA)

Para el modelo MARS se eligió una configuración de Máximo 200 nodos con interpolación cúbica entre ellos, un máximo número de interacciones de 4, un factor de velocidad de 4 y un valor de penalización por nodo de 3. En este caso se han realizado distintas configuraciones de modelos y en cada una de ellas, se han calculado los valores de error entrenando al sistema con el GN y con el GE.

Para el diseño con esta técnica se utilizó el paquete software “varireg” que permite aplicar técnicas avanzadas de regresión entre las cuales se encuentra la metodología MARS (ver apartado 6.3.1). Se realizó una correlación cruzada (k=10) con el grupo obeso. Los datos de las 10 iteraciones y los resultados fueron obtenidos para dos conjuntos de datos, uno idéntico a las variables del modelo lineal propuesto en el trabajo y otro con un mayor número de variables.

#### 7.2.3.1. FUNCIÓN TIPO 1

Se ajustó el modelo para la función tipo 1 con el mismo tipo de variables independientes del modelo lineal propuesto en el apartado 7.2.3:

$$VO_{2/kg} = f(HR, ACC, HR_{rest}, cintura)$$

Ecuación 20 Función tipo 1 a ajustar por el método de MARS

Donde:

- la variable MSE es la suma de los cuadrados medios del error de la validación que se calcula como :

$$MSE = \frac{SSE}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y(i) - F(x(i)))^2$$

Ecuación 21 Media del error (y(i) es el valor medido en el instante i, F(x(i)) es el valor estimado por el modelo para el instante i y n son el número de valores).

- la variable RRMSE es el error cuadrático de la media relativo que se calcula como la división del error cuadrático de la media entre la desviación estándar de la señal medida:

$$RRMSE = \frac{RMSE}{STD} = \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y(i) - F(x(i)))^2}}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y(i) - \bar{y})^2}}$$

Ecuación 22 Error cuadrático de la media relativo

Al promediar los datos de todas las iteraciones quedan unos resultados finales para este modelo de:

Resultados medios de la validación cruzada (k=10):
<b>Media Test MSE = 1.91</b>
<b>Media Test RRMSE = 0.19</b>
<b>Media Test R<sup>2</sup> = 0.96</b>
<b>Media de tiempo de compilación del modelo (s) = 0.39</b>

El modelo propuesto puede ser representado por una superficie tridimensional que refleja el efecto del modelo en la salida VO<sub>2</sub>/kg con respecto a las entradas HR y ACC

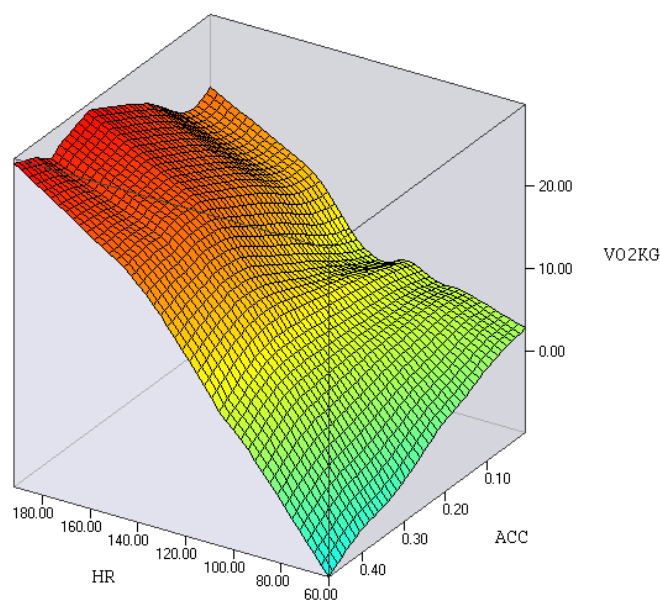


Figura 69 Superficie del modelo MARS para la función de tipo 1.

### 7.2.3.2. FUNCIÓN TIPO 2

A continuación se muestra otra configuración que dio buenos resultados con las variables diffHR y diffACC que habían dado buen resultados en los modelos de identificación y con una serie de variables que explican el volumen corporal además del sexo y la edad. La función de tipo 2 a validar fue la siguiente:

$$VO_{2 /kg} = f(\text{diffHR}, \text{diffACC}, \text{cintura}, \text{peso}, \text{altura}, \text{sexo}, \text{edad})$$

Ecuación 23 Función tipo 2 a ajustar por el método de MARS

Al promediar los datos de todas las iteraciones quedaron unos resultados finales para este modelo de:

Resultados Medios de la validación Cruzada (k=10):
<b>Media Test MSE = 2.21</b>
<b>Media Test RRMSE = 0.2</b>
<b>Media Test R<sup>2</sup> = 0.96</b>
<b>Media de tiempo de compilación del modelo (s) = 0.64</b>

Y una superficie del modelo:

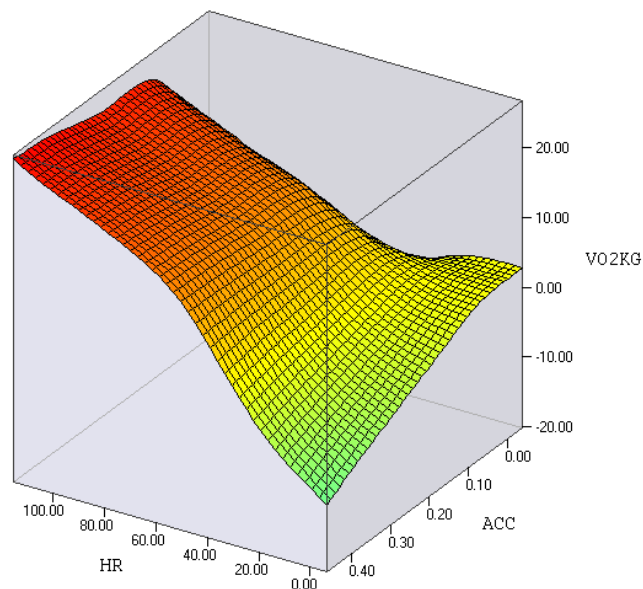


Figura 70 superficie del modelo MARS para la función de tipo 2

Analizando los resultados se pueden extraer una serie de conclusiones.

- Los modelos MARS han sido los que mejores resultados de ajuste han conseguido

- En la comparación del primer modelo MARS con el mismo conjunto de datos que el modelo lineal propuesto en el trabajo, la técnica de MARS ha obtenido un mejor ajuste ( $r^2_{adj}= 0.96$ ) frente al modelo lineal que hacía uso de las mismas variables de entrada ( $r^2_{adj}= 0.91$ ).
- El añadir más variables al modelo no ha mejorado la estimación, de todas maneras será interesante testear el modelo en otro tipo de situaciones de actividad física.
- Los tiempos de cómputo del modelo no son amplios lo cual da pie a poder establecer modelos individuales para cada paciente si los resultados mejoran.
- Es necesario ver la manera de implementar este modelo matemáticamente en lenguajes de programación para su integración en las plataformas desarrolladas

---

#### 7.2.4. VALIDACIÓN DE LOS MODELOS EN UN SUBCONJUNTO DE POBLACIÓN OBESA

---

Para validar los resultados se estimaron las predicciones de los principales modelos tanto para un intervalo de 10 segundos como para un intervalo de 1 minuto. (Tabla 30 y Tabla 31) para un nuevo grupo de 30 individuos obesos (GV). Los resultados se presentan separando la fase sedentaria y la fase de esfuerzo. Y calculando la mejora que supone en porcentaje el calcular el modelo de una población obesa frente a una población normalizada.

En las variables tasa metabólica real (rMET) y de consumo de oxígeno ponderado por masa magra ( $VO_2$  FFM) se muestran en las tablas las validaciones con los modelos que combinan HR y ACC, ya que son estos los modelos que se han comprobado como los que mejor estiman y en los que resulta interesante comparar estas nuevas variables de salida.

Vamos a comentar en la validación de los datos agrupados en el intervalo de 1 minuto aunque estos datos pueden ser comparables con los validados en el intervalo de 10 segundos (se adjuntan en los anexos).

Comenzando con el consumo de oxígeno ponderado en peso, los modelos extraídos del GC para la estimación de  $VO_2/kg$  con 1 min de promedio sobreestiman el EE en la fase sedentaria (desde -3.427 [71% error] en el modelo ACC + altura, hasta -1.661 [34.8%]  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$  en el modelo de HR). El nuevo modelo propuesto en este estudio ajustado para el GC infra estima el consumo metabólico ( $2.02 ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ).

En la fase de esfuerzo, todos los modelos extraídos del GC para estimar  $VO_2 /kg$  y promedio 1 min sobreestiman los datos medidos (desde -8.037  $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$  [40.3%] en el modelo de Corder, hasta 3.951  $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$  [19.85%] en el modelo propuesto en este estudio).

Con los modelos extraídos del GE las medias de los errores se reducen significativamente. Los mejores resultados se han obtenido usando los modelos que combinan HR + ACC. Usando el modelo de Corder, la mejora obtenida en la estimación del  $VO_2 /kg$  con promedio de 1 min con respecto al mismo modelo ajustado con el GC va desde el 49.9% al 2.8% del error en la fase sedentaria y del 40.3% al 3.6% del error en la fase de esfuerzo. Usando el nuevo modelo propuesto en este estudio, la reducción del error va desde el 42.6% al 0.027% en la fase sedentaria y desde el 19.8% al 3.2% en la fase de esfuerzo. La validación realizada con este modelo extraído del GC y del GE se ha dibujado para un selección del grupo de

individuos del GV en la Figura 71. Se puede apreciar como existe una mejora significativa en la estimación en la fila inferior.

Al estimar el consumo total de oxígeno, los errores aumentan: en la fase de sedentario los errores en el GC van desde el 41.54% en el modelo de ACC + peso + altura hasta el 3.4% en nuestro modelo de estudio mientras que en el GE, los errores aumentan en líneas generales y se mueven desde el 74.3% en nuestro modelo lineal hasta el modelo de ACC + altura (2.59%). En la fase de esfuerzo los errores en el GC se mueven desde 25.71% en el modelo de ACC hasta el 3.41 % en el modelo de Schimtz; en el GE los errores van desde el 27.3% en nuestro modelo hasta el 0.035% en el modelo de ACC + altura. Si se calcula el consumo total con un método indirecto, es decir multiplicando el peso de cada participante por su estimación del consumo de oxígeno ponderado, los errores se reducen significativamente en nuestro modelo, pasando del 74% al 0.47% en la fase de sedentario y del 27,3% al 2,9% en la fase de esfuerzo.

Respecto a la variable del rMET obtenida en los dos modelos que combinan HR + ACC cabe reseñar que en el GC los errores que se obtienen en sedentario son del 1.076% en el modelo de Corder y del 70% en nuestro modelo mientras que en el GE, los errores son del 10.3% en el modelo de Corder y del 13.52 % en nuestro modelo lineal. En la fase de esfuerzo los errores son del 4.6% en el modelo de Corder y del 15.2% en nuestro modelo mientras que en el GE son del 10.3% en el modelo de Corder y del 10.4 % en nuestro modelo. Si usamos el modo indirecto para estimar esta variable ( $VO_2$ estimado/ $VO_2$ basal), los errores en el GE pasan al 3,15% y 1.11% en la fase sedentario en los dos modelos y al 3.8% y el 3.6% en la fase de esfuerzo.

Respecto a la variable de  $VO_2$  FFM, los errores cometidos en nuestro modelo fueron del 70.1% en la fase sedentaria y del 5.3% en la fase de esfuerzo para el GC mientras que en los modelos del GE fueron del 4.71% y del 7.4%.

Respecto a los modelos ajustados en cada fase por separado, para el modelo lineal propuesto en esta tesis, se obtuvo un error para el modelo ajustado solo en la fase sedentaria de 4.47% cuando se extrajo del GC y del 1.32% cuando se extrajo del GE. Al ajustar el modelo exclusivamente para la fase de esfuerzo se obtuvo un error del 87.9% para el modelo del GC y del 2.87% para el GE.

Respecto a los modelos ajustados en la paquete software de identificación, solo se han validado los datos de los modelos ajustados para el GE, ya que ha quedado demostrado en los modelos por ajuste de regresión múltiple y por el propio ajuste de estos modelos que los modelos extraídos del GC ofrecen peores resultados en la estimación. Los resultados de la validación han sido peores que en los modelos por regresión lineal con errores muy elevados especialmente en la fase de sedentario (53% de error en el modelo ARX), en la fase de esfuerzo los errores han sido menores pero en ningún caso han mejorado a los modelos obtenidos por regresión, excepto el modelo no lineal de Hammerstein que obtuvo un error del 4.5% en la fase sedentaria y un error del 2.4% en la fase de esfuerzo, el mejor de todos los modelos presentados.

En este apartado no se han combinado los datos de validación de los modelos MARS puesto que en este caso se realizó una validación cruzada ( $k=10$ ) y no una simple como en estos casos. Será interesante el realizar una validación cruzada con estos modelos (más robusta) para poder comparar con seguridad los resultados.



Los aspectos a reseñar según estos datos serían:

- Los modelos que estiman el  $VO_2/kg$  son los que mejor resultados han obtenido, en especial los modelos que combinan la señal del HR y del ACC. El porcentaje de reducción del error si comparamos el mismo modelo extraído del GC frente al modelo extraído del GE es en nuestro modelo del 99% en la fase de sedentario y del 83% en la fase de esfuerzo.
- En el consumo de oxígeno total los errores son mayores que en el resto de variables, ya que al trabajar con valores absolutos pequeñas derivas ponderadas por peso corporal se disparan al estimar todo el consumo total. No existe un grupo claramente mejor a la hora de estimar estos modelos totales. Sin embargo si se estima el valor de consumo ponderado en peso y después se calcula el total del consumo multiplicando este valor por su peso (método indirecto) los errores obtenidos mejoran significativamente en los modelos extraídos del grupo de Estudio.
- Serán necesarias validaciones cruzadas con nuevos experimentos para estudiar los datos obtenidos especialmente en el caso del consumo total donde los datos obtenidos demuestran ciertos comportamientos anómalos.
- En los modelos que estiman el rMET, los valores son peores en la estimación que los valores estimados del consumo ponderado en peso. La estimación de estos valores mejora al calcularlos por el método indirecto para el que es necesario conocer el consumo de oxígeno en basal del paciente.
- En los modelos que estiman el  $VO_2/ffm$ , se produce una mejora frente a la estimación del rMET pero no frente a la estimación del  $VO_2/kg$ .
- El modelo propuesto en el artículo lineal de  $VO_2/kg$  que se ajustó para las fases sedentarias y la fase de esfuerzo consiguió una mejora al ajustarlo para el GE. El error en sedentario fue peor que el error del modelo ajustado para todas las fases en conjunto sin embargo el modelo ajustado para la fase de esfuerzo fue ligeramente mejor (2.87% vs 3.23% de error) que el modelo ajustado para todas las fases.
- Los modelos paramétricos estimados por identificación han obtenido errores mayores que los modelos lineales que combinan HR + ACC (Tabla 38), excepto el modelo Hammerstein que obtuvo el mejor error en la fase de esfuerzo de todos los modelos presentados.

Resumiendo, los modelos extraídos del GE mejoran las predicciones en el GV, especialmente los modelos que combinan HR + ACC frente a los modelos extraídos del GC. Los modelos de medidas simples del GE funcionan bien en la fase de esfuerzo pero sobreestiman el EE en la fase de Actividad Sedentaria. El uso de modelos extraídos desde una distribución normal de la población pediátrica (GC) podría introducir errores de estimación significativos a la hora de evaluar el coste energético en los obesos bajo tratamiento.

Tabla 38 Validación con una muestra (n=30) de niños obesos para el intervalo de 1 minuto. el consumo de oxígeno ponderado en peso, el consumo de oxígeno total, el consumo de oxígeno ponderado en masa magra, los rMET evaluados por calorimetría indirecta y estimados de los modelos se presenta separado por fases (esfuerzo y recuperación) y para cada uno de los modelos. Se presenta el error medio, su porcentaje frente al valor absoluto, la primavera columna izquierda es la validación de los modelos extraídos de población normalizada y la segunda columna los modelos extraídos de población obesa, en la tercera columna se presenta la reducción del error que supone el usar un modelo extraído de población obesa

Modelo	Actividad	Grupo Control VO <sub>2</sub> /kg (ml kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )				Grupo Estudio VO <sub>2</sub> /kg (ml kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )				Diferencia Control - Estudio		
		Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Reducción error(%)	Reducción SD error(%)	
Medida Real	Recuperación	4,76				4,764						
	Esfuerzo	19,89				19,899						
HR (Truth(98))	Recuperación	6,42	1,661	34,861	3,540	5,608	0,844	17,715	2,320	49,185	34,458	
	Esfuerzo	27,58	7,686	38,623	4,290	19,136	-0,763	3,833	2,913	90,077	32,105	
ACC (Corder, Puyau)	Recuperación	7,87	3,115	65,391	2,584	6,041	1,277	26,814	1,762	58,994	31,826	
	Esfuerzo	26,65	6,759	33,969	3,444	20,656	0,757	3,806	2,897	88,795	15,879	
ACC + altura(Corder,2007)	Recuperación	8,19	3,427	71,933	2,638	6,139	1,375	28,872	1,761	59,863	33,228	
	Esfuerzo	27,02	7,125	35,805	3,464	20,740	0,841	4,226	2,896	88,198	16,394	
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	Recuperación	7,93	3,166	66,467	2,834	6,040	1,276	26,777	1,759	59,713	37,929	
	Esfuerzo	27,50	7,605	38,219	3,927	20,604	0,705	3,542	2,901	90,733	26,133	
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	Recuperación	7,14	2,380	49,951	2,233	4,898	0,134	2,819	1,337	94,357	40,133	
	Esfuerzo	27,93	8,037	40,390	5,825	20,615	0,717	3,601	2,074	91,085	64,387	
HR + ACC + restingHR + Waist (estudio) Modelos separados	Recuperación	2,73	-2,030	42,616	4,094	4,765	0,001	0,027	1,428	99,936	65,112	
	Esfuerzo	23,85	3,951	19,856	4,631	20,542	0,643	3,230	2,215	83,735	52,168	
HR + ACC + restingHR + Waist (modelos separados)	Recuperación	4,55	-0,213	4,471	2,973	4,827	0,063	1,327	1,134	70,317	61,847	
	Esfuerzo	2,39	-17,509	87,990	4,608	20,471	0,572	2,873	2,595	96,735	43,675	
ARX (diffHR, diffACC)	Recuperación					2,203	-2,561	53,760	1,038			
	Esfuerzo					18,374	-1,525	7,662	2,541			

ARMAX	Recuperación	-4,086	-8,850	185,764	3,130
	Esfuerzo	12,057	-7,842	39,407	2,455
Output Error	Recuperación	2,509	-2,255	47,326	0,784
	Esfuerzo	18,451	-1,448	7,277	2,189
BJ	Recuperación	2,509	-2,255	47,326	1,038
	Esfuerzo	18,451	-1,448	7,277	2,541
SS	Recuperación	5,282	0,519	10,884	1,443
	Esfuerzo	20,88	0,983	4,942	2,522
No Lineal ARX	Recuperación	5,071	0,307	6,447	0,904
	Esfuerzo	21,36	1,470	7,388	2,384
No Lineal hammerstein-Wiener	Recuperación	4,980	0,216	4,529	0,644
	Esfuerzo	20,37	0,479	2,409	1,288

Modelo	Actividad	Grupo Control VO <sub>2</sub> (ml/min)			Grupo Estudio VO <sub>2</sub> (ml/min)			Diferencia Control - Estudio			
		Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Reducción error(%)	Reducción error(%)
Medida Real	Recuperación	341,946				341,946					
	Esfuerzo	1402,67				1402,67					
	Total	653,282				653,282					
HR (Treuth(98))	Recuperación	251,701	-90,244	26,391	167,165	388,580	46,634	13,638	180,326	48,324	-7,873
	Esfuerzo	1083,04	-319,629	22,787	283,107	1338,83	-63,839	4,551	299,058	80,027	-5,634
ACC (Corder, Puyau)	Recuperación	313,232	-28,714	8,397	97,496	420,243	78,297	22,898	132,543	-172,685	-35,947
	Esfuerzo	1042,03	-360,637	25,711	230,859	1454,14	51,479	3,670	251,029	85,726	-8,737
ACC + peso (Trost)	Recuperación	441,059	99,113	28,985	86,119	429,432	87,487	25,585	125,862	11,730	-46,149
	Esfuerzo	1172,18	-230,486	16,432	212,032	1456,41	53,740	3,831	217,721	76,684	-2,683
ACC + altura(Corderi,2007)	Recuperación	380,822	38,877	11,369	99,923	350,814	8,869	2,594	165,127	77,188	-65,254
	Esfuerzo	1119,09	-283,574	20,217	213,704	1402,17	-0,497	0,035	232,639	99,825	-8,861

	6	3	
ACC + altura + peso (McMurray (04))	483,994 1221,99	142,048	41,541
Esfuerzo	3	-180,677	12,881
Recuperación	316,912	-25,034	7,321
ACC*edad (Freedson)	1101,86	-300,803	21,445
Esfuerzo	7		
Recuperación	372,313	30,367	8,881
ACC^2 + ACC + ACC*peso + peso (Schmitz (05))	1354,74	-47,923	3,417
Esfuerzo	7		
Recuperación	276,402	-65,544	19,168
Esfuerzo	1104,22		
Total	3	-298,447	21,277
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	520,586	-116,578	17,845
Esfuerzo	2	570,952	40,705
Recuperación	515,392	173,446	12,365
Esfuerzo	1973,62		
Total	2		
Recuperación	390,304	48,358	3,448
Esfuerzo	1262,04		
Total	9	-140,621	10,025
HR + ACC + restingHR + Waist (study)	654,145	16,981	2,599
Recuperación	184,730	-157,215	11,208
Esfuerzo	1663,97		
Total	0	261,300	18,629
Recuperación	614,087	-23,077	3,532
Esfuerzo			
Total			
Recuperación	423,442	81,496	23,833
Esfuerzo	1452,21		
Total	3	49,543	3,532
Recuperación	407,209	65,264	19,086
Esfuerzo	1395,72		
Total	1	-6,950	0,495
Recuperación	447,019	105,074	30,728
Esfuerzo	1740,84		
Total	7	338,177	24,109
Recuperación	321,836	-20,110	5,881
Esfuerzo	1417,41		
Total	6	14,746	1,051
Recuperación	627,707	-9,457	1,448
Esfuerzo	351,295	9,350	2,734
Total	1450,97		
Recuperación	656,251	19,087	2,922
Esfuerzo	596,319	254,374	74,390
Total	1786,62		
Recuperación	946,212	383,953	27,373
Esfuerzo	340,315	-1,631	0,477
Total	1444,14		
Recuperación	645,223	8,059	1,234
Esfuerzo			
Total			
Recuperación	423,442	81,496	23,833
Esfuerzo	1452,21		
Total	3	49,543	3,532
Recuperación	407,209	65,264	19,086
Esfuerzo	1395,72		
Total	1	-6,950	0,495
Recuperación	447,019	105,074	30,728
Esfuerzo	1740,84		
Total	7	338,177	24,109
Recuperación	321,836	-20,110	5,881
Esfuerzo	1417,41		
Total	6	14,746	1,051
Recuperación	627,707	-9,457	1,448
Esfuerzo	351,295	9,350	2,734
Total	1450,97		
Recuperación	656,251	19,087	2,922
Esfuerzo	596,319	254,374	74,390
Total	1786,62		
Recuperación	946,212	383,953	27,373
Esfuerzo	340,315	-1,631	0,477
Total	1444,14		
Recuperación	645,223	8,059	1,234
Esfuerzo			
Total			
Recuperación	423,442	81,496	23,833
Esfuerzo	1452,21		
Total	3	49,543	3,532
Recuperación	407,209	65,264	19,086
Esfuerzo	1395,72		
Total	1	-6,950	0,495
Recuperación	447,019	105,074	30,728
Esfuerzo	1740,84		
Total	7	338,177	24,109
Recuperación	321,836	-20,110	5,881
Esfuerzo	1417,41		
Total	6	14,746	1,051
Recuperación	627,707	-9,457	1,448
Esfuerzo	351,295	9,350	2,734
Total	1450,97		
Recuperación	656,251	19,087	2,922
Esfuerzo	596,319	254,374	74,390
Total	1786,62		
Recuperación	946,212	383,953	27,373
Esfuerzo	340,315	-1,631	0,477
Total	1444,14		
Recuperación	645,223	8,059	1,234
Esfuerzo			
Total			

Modelo	Grupo Control rMET			Grupo Obeso rMET			Diferencia Control - Estudio	
	Valor Medido	Error medio	Error(%)	Valor Medido	Error medio	Error(%)	Reducción error(%)	Reducción SD error(%)
Medida Real								
Recuperación	1,625							
Esfuerzo	6,612							
Total	3,009							
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))								
Recuperación	1,643	0,017	1,076	1,458	-0,167	10,305	-857,498	8,221
Esfuerzo	6,302	-0,309	4,681	6,166	-0,446	6,750	-44,200	30,044
Total	2,978	-0,031	1,044	2,757	-0,252	8,390	-703,376	23,723

	Recuperación	2,422	0,797	49,034	0,699	1,662	0,051	3,151	0,432	93,575	38,275
VO <sub>2</sub> de modelo											
Corder 07 (VO <sub>2</sub> /minkg) / VO <sub>2</sub> /kg Basal	Esfuerzo	9,195	2,583	39,074	1,694	6,761	0,256	3,867	0,657	90,103	61,254
	Total	4,373	1,364	45,325	1,320	3,085	0,102	3,406	0,548	92,485	58,498
ACC + HR + restingHR + cintura (estudio)	Recuperación	2,767	1,142	70,256	1,080	1,405	-0,220	13,525	0,464	80,749	57,017
	Esfuerzo	7,620	1,008	15,247	1,346	5,922	-0,690	10,432	1,158	31,582	13,946
	Total	4,233	1,224	40,670	1,262	2,652	-0,358	11,885	0,798	70,776	36,784
(VO <sub>2</sub> /minkg) / VO <sub>2</sub> /kg Basal	Recuperación	1,086	-0,539	33,185	1,346	1,643	0,018	1,118	0,489	96,631	63,699
	Esfuerzo	8,041	1,429	21,617	1,734	6,854	0,243	3,668	0,735	83,033	57,623
	Total	3,108	0,099	3,284	1,720	3,079	0,070	2,314	0,601	29,556	65,060

Modelo	Actividad	Grupo Control VO <sub>2</sub> FFM (ml/min·kg)				Grupo Obeso VO <sub>2</sub> FFM (ml/min·kg)				Diferencia Control - Estudio	
		Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Valor Medido	Error medio	Error(%)	SD del error	Reducción error(%)	Reducción SD error(%)
Medida Real	Recuperación	7,763									
	Esfuerzo	31,970									
HR + ACC + restingHR + cintura (estudio)	Sedentario	2,314	-5,448	70,185	5,319	8,128	0,366	4,714	2,363	93,284	55,575
	Esfuerzo	30,251	-1,719	5,378	6,795	34,338	2,368	7,407	4,262	-37,729	37,270

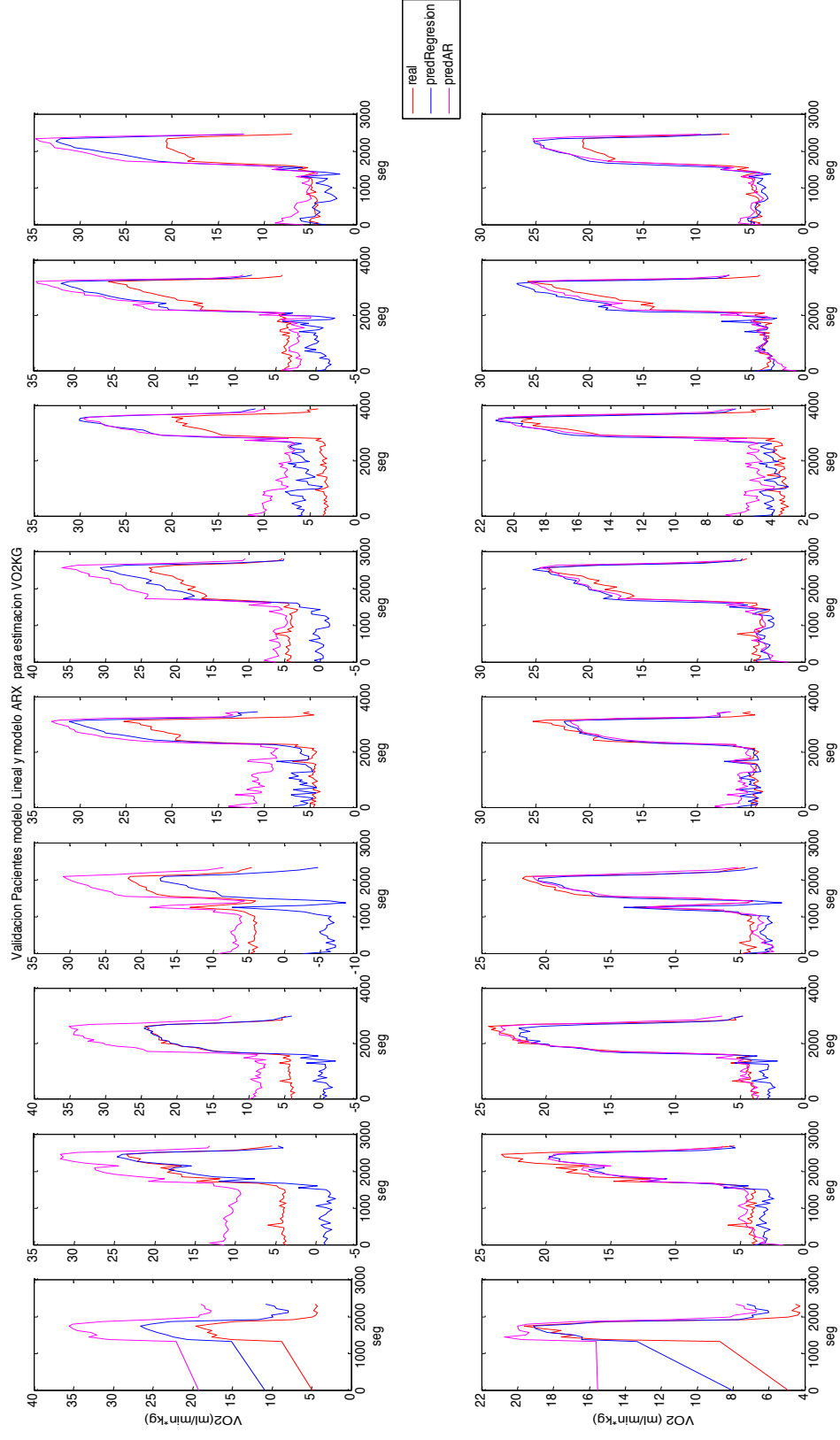


Figura 71 Validación con una submuestra del GV del modelo lineal y ARX propuesto en el estudio para valores cada 10 segundos y estimación del  $VO_2/kg$ . Extraídos de GC: fila superior, de GE: fila inferior.

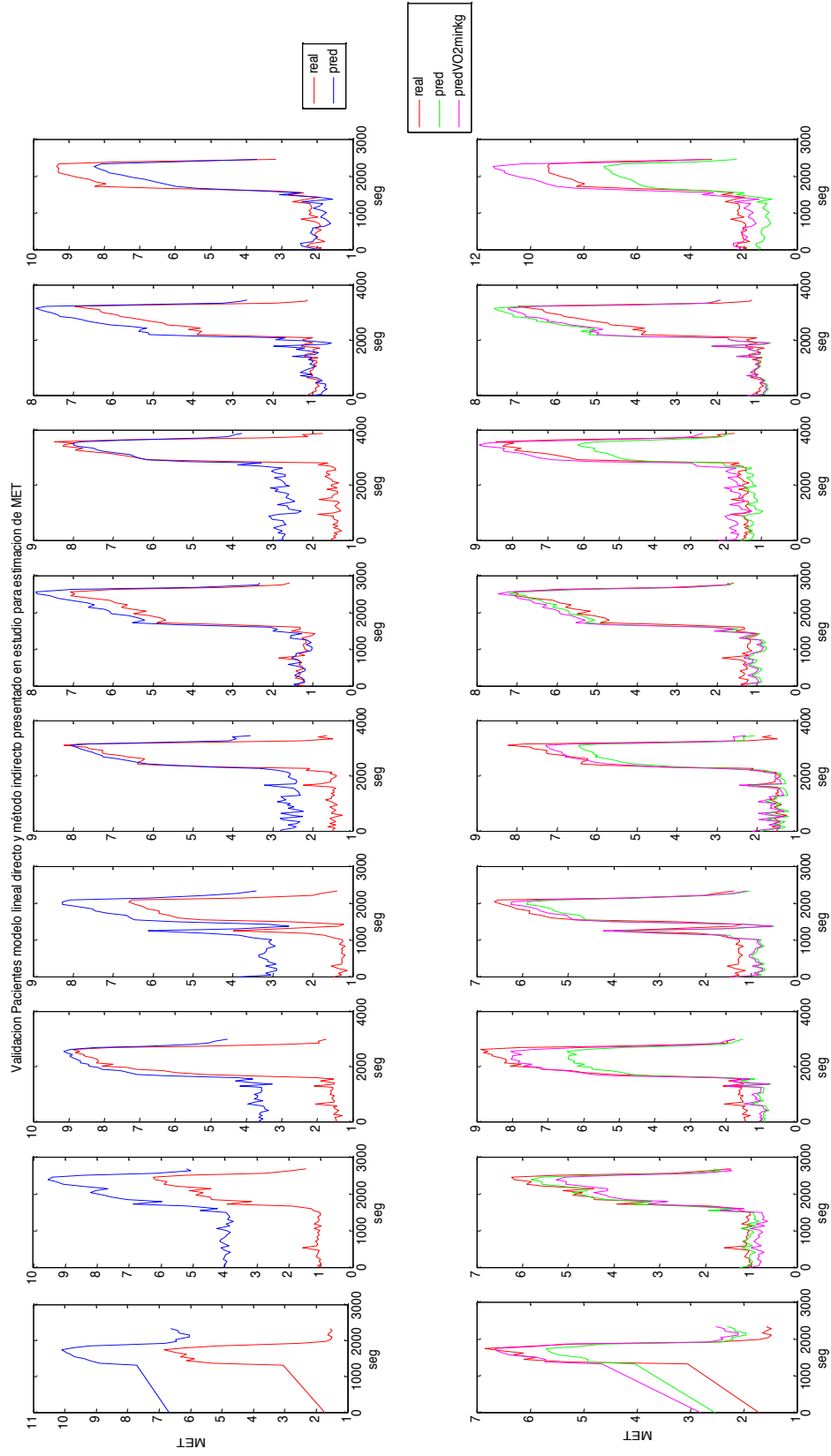


Figura 72 Validación del modelo estimación rMET lineal directo y método indirecto (a través del calculo del  $VO_2/kg$ ) propuestos en el estudio para valores cada minuto. Extraídos de GC: fila superior, de GE: fila inferior.

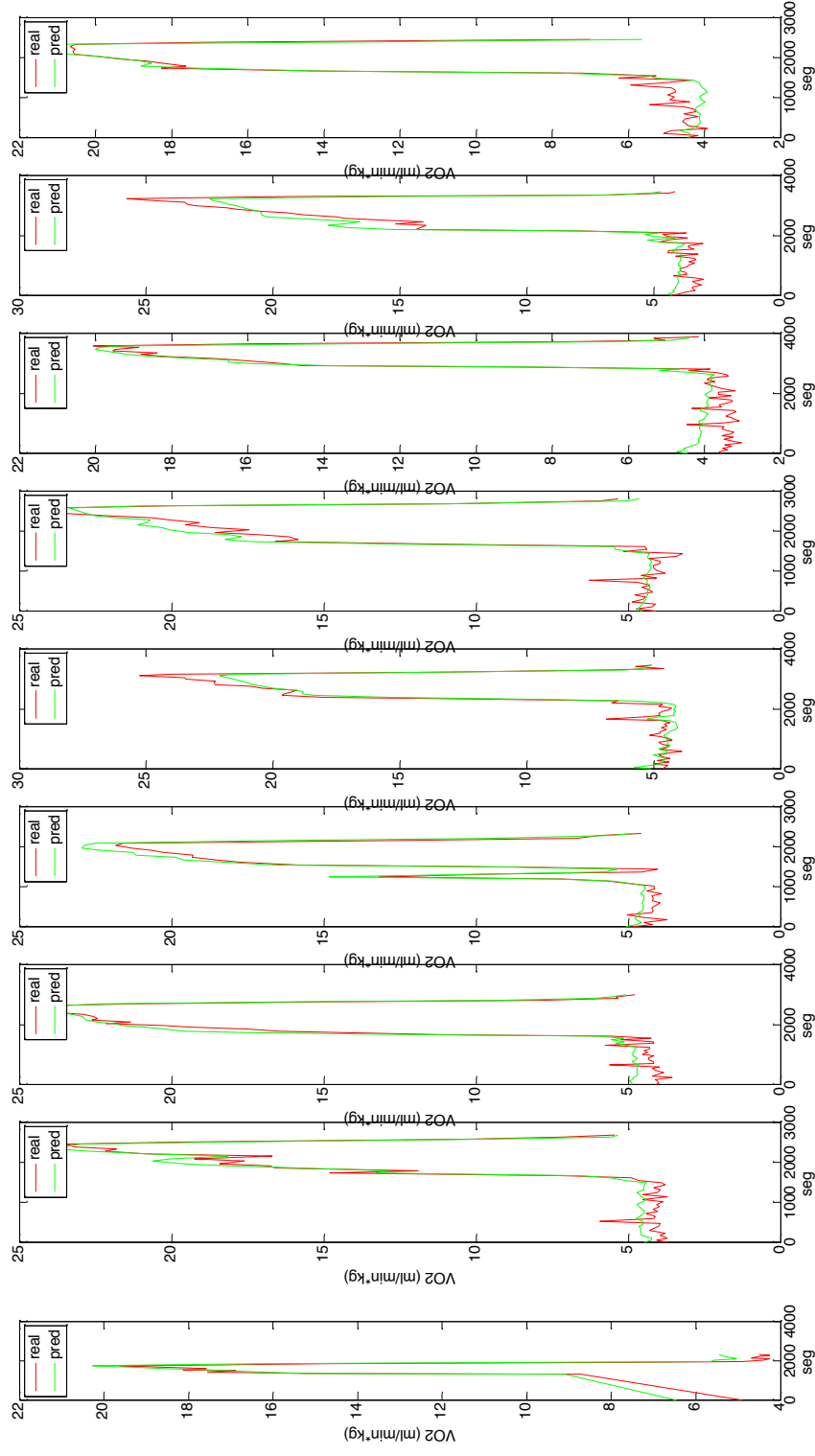


Figura 73 Validación modelo no lineal paramétrico de Hammerstein & Weiner (solo modelos de GE)



---

### 7.2.5. DISCUSIÓN RESULTADOS ESTUDIO B

---

Una de las respuestas que el trabajo ha tratado de responder fue el determinar si los modelos para estimar el consumo metabólico en niños obesos durante fases de actividades sedentarias y una fase de esfuerzo en laboratorio es mayor si el modelo se extrae de una muestra de población infantil normalizada o de una muestra de población obesa. Los modelos fueron reajustados para cada uno de los grupos y a posteriori se validaron con una submuestra elegida aleatoriamente.

Para elegir los diferentes modelos se eligieron por un lado modelos extraídos de la literatura. Estos modelos fueron reajustados con los grupos comentados anteriormente. Por otro lado se probaron mediante técnica de regresión lineal múltiple diferentes combinaciones con las señales monitorizadas por el TIPS y los valores obtenidos de los pacientes. De entre todas las combinaciones se eligió un nuevo modelo lineal que obtuvo unos resultados con muy bajos niveles de error y que debido a su simplicidad permitirá su integración en las aplicaciones a desarrollar en dispositivos móviles así como internamente en los propios módulos electrónicos desarrollados. Además de estos modelos se probaron modelos predictivos usados en identificación de sistemas que hacen uso de valores anteriores de las señales de entrada y una nueva técnica llamada “*multiple adaptive regression splines* MARS”.

Los resultados fueron comparados con el consumo de oxígeno medido usando un calorímetro indirecto. Los modelos extraídos de la población obesa dieron mejores resultados de predicción que los modelos extraídos de población normal.

Los modelos que combinan el HR y el movimiento del cuerpo dieron las predicciones más precisas del coste metabólico.

De los modelos obtenidos por regresión lineal, el modelo lineal presentado en este estudio dio los mejores resultados en todas las fases del experimento.

De los nuevos modelos presentados en el estudio (Modelo lineal, ARX y MARS). Los modelos paramétricos lineales se han ajustado bien pero no han dado buenos resultados en la fase de validación. Los modelos no lineales predictivos (especialmente el de Hammerstein) han dado unos resultados mucho mejores, parece que el hecho de añadir no linealidades a este tipo de modelos puede ser un valor añadido para estimar los fallos y derivas de ellos. En cuanto a la técnica de MARS, los errores que ha ofrecido han sido los mejores de todo el estudio lo que supone otro aporte del trabajo. No obstante parece interesante refrendar estos datos de validación con nuevos pacientes obesos repitiendo el mismo estudio y en diferentes tipos de actividad, realizando correlaciones cruzadas de nuevo con todos los modelos para certificar las derivas o errores de cada uno de ellos con mayor seguridad.

Un protocolo progresivo en cinta de correr fue elegido para este estudio, que presenta ventajas mayores cuando se compara con protocolos de intervalos estables a la hora de obtener las relaciones entre el HR, el movimiento y el consume de oxígeno. Cuando se usa un protocolo continuo, cada dato recogido contribuye a la relación estudiada; esto hace a esta relación mucho más robusta si lo comparamos con un método de intervalos regulares donde cada nivel de intensidad de cada intervalo se resumen en pocos puntos. Otro aspecto interesante a reseñar es que las cintas de correr requieren del niño obeso transportar tejidos

que no contribuyen a la actividad durante la prueba, *¿Es esto una ventaja o una desventaja de los protocolos en cinta de correr?* Uno puede argumentar que esto es ventaja porque durante la vida cotidiana esta es una situación habitual en la que los niños obesos deben mover todo su peso corporal por lo que la cinta de correr permite una evaluación más realista. Por contra, un ejercicio de bicicleta (el otro elemento comúnmente usado en pruebas de esfuerzo) es una actividad menos natural para un niño que andar o correr y no implica la activación de tantas zonas musculares durante el test. No obstante, ejercicios que no implican cargar con tu peso, como el ciclismo pueden ser usados para comparar el estado físico y la respuesta cardiovascular de pacientes con diferencias entre ellos importantes en peso y composición corporal (McKay and Banister 1976). Este será un punto importante a tratar para el futuro.

Se eligió el protocolo de esfuerzo de Balke (Marinov, Kostianev et al. 2003) porque es un protocolo que está indicado especialmente para gente con niveles bajos de estado físico tales como obesos, ancianos o pacientes cardíacos crónicos. La principal característica que hace apto para este perfil de personas este protocolo es que durante toda la prueba el paciente solo debe ir andando, el aumento en la exigencia aeróbica viene impuesto por un cambio incremental en la pendiente. Solo al final de la pendiente máxima de la cinta 15%, y en particular para pacientes con una mayor condición física (los pacientes de control) se determine realizar una modificación en el protocolo para aumentar la velocidad pero manteniendo a la persona siempre en un paseo ligero. Este aspecto quizás podría eliminar problemas que se encontraron al realizar un estudio previo donde se probó otro protocolo con situaciones de carrera y donde determinados pacientes tuvieron que parar antes de haber llegado a los límites de esfuerzo que se perseguían en la prueba (Guixeres et al, 2009)

Este estudio fue conducido en una situación controlada en laboratorio. Así pues, las ecuaciones de predicción desarrolladas deberían ser usadas con precaución en situaciones de vida cotidiana. Aunque los ejercicios de paseo y carrera tienen la ventaja de poder ser controlados y reproducibles, este tipo de ejercicio no refleja todas las aceleraciones asíncronas asociadas con la actividad física de un niño en situaciones habituales. Sin embargo, la configuración controlada, el uso del mismo monitor para todos los niños y el uso de un estricto protocolo, presentan las condiciones óptimas para poder comparar los modelos planteados entre sí, que es el motivo principal del estudio. Por este motivo, no tenemos ninguna razón para pensar que nuestros resultados están afectados por sesgos o tendencia errónea ni por ningún efecto del azar. Como andar, jugar a videojuegos y ver la televisión son tres de las actividades más frecuentes que desarrolla un niño, los resultados obtenidos por este estudio se pueden generalizar a una relación más amplia de actividades en la infancia. Para situaciones cotidianas, se necesitarán nuevos estudios que permitan validar estos modelos y seguramente se necesitarán de técnicas más complejas a la hora de estudiar los patrones en este caso. Seguramente será necesaria una clasificación de actividades para plantear diferentes modelos según el caso y se hará necesario plantear estudios en situaciones cotidianas donde el paciente sea monitorizado durante espacios de tiempo mayores. No obstante el estudio plantea que el uso de este tipo de ecuaciones ya superaría en precisión a otras técnicas que se están usando en la actualidad como monitorización a través de diarios de actividad, acelerómetros simples, preguntas a distancia, cuestionarios y monitores simples de la frecuencia cardíaca.

Hay que recordar, que el interés y objetivo primordial de este estudio es el de comparar las mejores técnicas de estimación de modelos y de monitorización mínimamente invasiva para extraer modelos clínicos en tratamientos de obesidad, especialmente centrados en la

monitorización del gasto calórico en situaciones de actividad sedentaria y en pruebas de esfuerzo, medidas que se comenzarán a realizar como un instrumento más de análisis de la evolución en el tratamiento del paciente. El estudio planteado permite validar esta hipótesis de una manera adecuada.

Analizando primero la varianza en determinadas variables podemos reseñar que el hecho de que la señal del HR en reposo sea superior en controles refleja quizás algún tipo de alteración del sistema autónomo de los pacientes obesos puesto que según (Bar-Or 1983) , que explica que estos valores que son mayores en niños que en adultos, no existe un motivo aparente para que este valor sea inferior en el grupo obeso. Además, esto puede suponer un hándicap puesto que en niños, al mismo nivel de actividad que en adultos, un HR mayor tiende a compensar en la salida cardiaca (Q) un SV (volumen de sangre por latido) más bajo en niños que en adultos (Bar-Or and Rowland 2004).

$$Q = SV \times HR$$

Ecuación 24 salida cardiaca.

Y a su vez

$$VO_2 = Q \times (CaO_2 - CvO_2)$$

Ecuación 25 consumo de oxígeno con respecto a la salida cardiaca.

Donde  $(CaO_2 - CvO_2)$  es la diferencia entre la concentración de oxígeno arterial menos la concentración de oxígeno venoso.

Sin embargo, si nos fijamos en la relación  $VO_2/HR$  en niños obesos, se dispara con mayor velocidad si nos atenemos a los menores tiempos de duración en el protocolo de Balke de los niños obesos (Bar-Or and Rowland 2004). Este mayor coste reduce su “reserva metabólica” lo que les lleva en muchos casos a no poder mantener ejercicios de nivel moderado o vigoroso. Este aspecto de reducción de la reserva debería ser tenido en cuenta a la hora de pautar actividades y programas de intervención en niños obesos. En la fase de recuperación el niño obeso tarda más en volver al nivel anterior basal según lo reflejan los datos lo que demuestra una peor condición física, este puede ser un buen parámetro diagnóstico del estado físico de este tipo de pacientes a incorporar en futuras pruebas médicas. Respecto a la señal del acelerómetro, el niño obeso ofrece mayores valores en todas las fases lo que puede apoyar el concepto de “economía del movimiento”, es decir el coste de energía que supone realizar un tipo de actividad como por ejemplo correr o andar y que a igualdad de intensidad es mayor en niños que en adultos. Parece ser que este coste aún es mayor en niños obesos que en niños control como refleja el acelerómetro. Este parámetro a simple vista limitante puede ser utilizado como beneficioso porque demostraría que el niño obeso no necesita una misma intensidad de ejercicio para conseguir unos objetivos desde el punto de vista de consumo calórico. Es decir, quizás ejercicios más ligeros pero que aseguren una mayor duración en el tiempo pueden ser beneficiosos en el niño obeso siempre desde la perspectiva del consumo energético.

Respecto al cálculo de la frecuencia máxima basándonos en (Robergs et al, 2002), el cual justificaba en su trabajo que aunque la ecuación para el cálculo más conocida  $(220 - \text{edad})$  se emplea y referencia en multitud de trabajos y libros de texto, trabajos durante más de dos

décadas explican un error significativo. Paradójicamente según se explica en su trabajo, esta fórmula no apareció de un trabajo original sino de la observación basada en 11 referencias de datos publicados o no de recopilaciones de estudios. Según Robergs, todas las ecuaciones basadas en la edad tienen errores significativos ( $>10$  lpm/min). En el caso de este trabajo se usó la ecuación de Tanaka *Esta Tesis sugiere pues que la realización de pruebas de esfuerzo ayudará a desarrollar nuevos modelos multivariados para la determinación de la Frecuencia Máxima y será necesario probar que modelo se ajusta mejor en la población infantil obesa.*

Con respecto a los modelos de medidas simples, el modelo con frecuencia cardíaca se ajusta mejor en la población normo peso (Eston, Rowlands 1998) pero en el grupo obeso el modelo con la señal del ACC se comporta mejor. Este fenómeno puede ser debido a abnormalidades o disfunciones en el sistema autónomo en niños obesos (Gutin, Barbeau et al. 2000; Kaufman, Kaiser et al. 2007) lo que causa una variabilidad cardíaca significativa en la respuesta del HR, especialmente en las fases sedentarias. Sin embargo, los resultados de validación no muestran peores predicciones en la fase sedentaria usando modelos simples de HR frente a modelos simples del ACC. Estos resultados deberán ser explorados en el futuro. Respecto a la frecuencia respiratoria, mostró una fuerte correlación con la frecuencia cardíaca y raramente mejoró la predicción en los modelos. Este dato añadido a la dificultad de medir estas variables (tanto en coste económico del sensor como en la colocación de una nueva banda en el sujeto), desaconseja su uso para la estimación metabólica en escenarios ambulatorios en proyectos de obesidad infantil.

La fase sedentaria se ha comportado peor, lo que plantea que esta fase es la que mayor dificultad suscita a la hora de estimar el consumo metabólico. En muchos casos los autores han realizado estimaciones en esta zona (en el método Flex HR comentado anteriormente se toma el REE como consumo en esa zona) pero no queda claro el error en la estimación en estudios en situaciones cotidianas al que puede llevar estas suposiciones. Respecto al modelo exclusivamente para la prueba de esfuerzo parece que la relación existente entre el HR y el  $VO_2$  en esa zona ayuda a mejorar el modelo, es por esto que el modelo ajustado solo para esta fase obtuvo ligeramente unos resultados mejores que el modelo obtenido para todo el estudio en conjunto.

Todos los modelos que trabajan solo con la señal continua del ACC han mostrado un comportamiento similar, con las mismas limitaciones, indicando un error sistemático para la predicción de las fases sedentarias. Otra limitación de estos modelos aparece en la incapacidad de los acelerómetros de estimar con precisión el nivel de consumo de energía durante un paseo con pendiente como fue previamente observado en el MTI Actigraph (Eston, Rowlands et al. 1998). Esta limitación del movimiento corporal por acelerometría se puede trasladar en errores amplios cuando la estimación sea en espacios mayores de tiempo (días) en situaciones cotidianas. La combinación del HR y el ACC parece que puede eliminar este tipo de error. El ACC es bueno a la hora de evaluar el tiempo pasado en diferentes niveles de actividad, es decir como clasificador de la intensidad de la actividad a través de la utilización de puntos de corte; aunque estos puntos de corte deben ser recalculados para cada población de estudio y se deberán realizar estudios más exhaustivos para establecer puntos de corte en diferentes intensidades de actividad tipificadas. El ACC es también un buen discriminador para las fases de actividad/inactividad, a este respecto (Brage, Brage et al. 2004) lo han usado en su modelo de “*Branched equation*” como discriminador para usar un tipo de ecuación u otro según la intensidad que refleja. Su mayor limitación es que no refleja las diferencias en la respuesta fisiológica al esfuerzo, punto este clave en poblaciones clínicas

con limitaciones en su estado físico como es la población obesa. Para la estimación en población obesa, un modelo más deseable sería la combinación ACC + HR.

En modelos para poblaciones clínicas como los que aquí se plantean, deben ser testeados en el modelo un mayor conjunto de parámetros y propiedades de diversa naturaleza para buscar factores de influencia en el consumo calórico. En este estudio, fueron elegidas diferentes medidas (altura, cintura, porcentaje de grasa, relación cintura cadera, índice de masa corporal (tipificada y no), metabolismo basal, pico de consumo de oxígeno en esfuerzo, frecuencia cardíaca y respiratoria en reposo..) pero en el modelo final lineal que se aporta se decidió incluir la circunferencia de la cadera y la frecuencia cardíaca en reposo además de la combinación de la frecuencia cardíaca y el movimiento en continuo. En futuros estudios se deben volver a testear la mayor cantidad posible de parámetros con el objetivo de encontrar la mejor ecuación para la predicción del coste metabólico en niños obesos en situaciones de vida cotidiana. No obstante además de la mejora en la precisión de la estimación será necesario tener en cuenta un aspecto y este es la dificultad en tomar las medidas que se planteen así como la variabilidad de este parámetro. Un ejemplo de ello fue el que se desestimó inicialmente el incluir el  $VO_2$ peak en la prueba por la necesidad de implementar una prueba de esfuerzo para el paciente en cada caso aunque como se comentará se está planteando su inclusión como una medida clínica de evaluación más en el tratamiento lo que facilitaría su medición y su inclusión en futuros modelos.

En la elección de los modelos también ha sido importante el encontrar un equilibrio entre la complejidad del modelo y su precisión puesto que la idea con estos modelos es su implementación en dispositivos móviles e integrado en dispositivos hardware de monitorización ambulatoria, así que en estos casos se necesitarán de modelos con un coste computacional que permita su integración y reproducibilidad. No obstante y si por las mejoras en la estimación lo recomendarán, se podrían plantear dos tipos de modelos (modelos online, es decir modelos a aplicar in situ, en tiempo real en los propios elementos de monitorización) y modelos offline, es decir modelos a aplicar una vez obtenidas las señales, por ejemplo, en una prueba de esfuerzo en la que contarían con equipos más potentes y sin la limitación de tener que trabajar en tiempo real.

El mejor modelo a falta de una mayor validación de los modelos MARS y No lineales de identificación, tanto en la fase sedentaria como en la fase de esfuerzo fue el modelo lineal propuesto en este trabajo con un error del 0.027% para la fase sedentaria y un error del 3.23% para la fase de esfuerzo, dando una mejora del 99% y del 83% respecto al error dado por los mismos modelos extraídos del grupo de control.

Este modelo usa la circunferencia de la cintura, un parámetro que correlaciona muy bien con la distribución de grasa corporal en pacientes obesos y también tiene en cuenta el HR en reposo, que refleja muy bien el nivel de estado físico en basal de los pacientes (Alves, da Rocha et al. 2009). El cálculo y la introducción de este nivel basal en las ecuaciones metabólicas para los niños obesos deben ser mejorados en el futuro. Habrá que estudiar cual es la mejor manera de capturar este nivel basal. Estos resultados indican que los dos parámetros comentados anteriormente correlacionan bien con el coste metabólico en niños.

Las ecuaciones que combinan el HR y el ACC consiguieron explicar la mayoría de la varianza en el consumo calórico en este estudio. El diseño integrado del TIPS ofrece ventajas sobre la combinación de acelerometría y HR en diferentes monitores, incluyendo un sistema

menos invasivo para el paciente y menos complejo para el participante y evitar problemas de sincronización y de heterogeneidad entre las señales. A este respecto cabe reseñar el nuevo diseño que en colaboración con la empresa (NUUBO) se ha diseñado consistente en un nuevo tejido inteligente con un módulo electrónico con telemetría de reducido tamaño que integrará en un futuro los nuevos modelos que se están calculando en este estudio y posteriores. Además, el uso de un algoritmo abierto en las mediciones de los “counts” en acelerometría permitirá a los investigadores el combinar información de diferentes dispositivos y conocer la naturaleza de estas medidas a diferencia de otros dispositivos comerciales donde la información no está disponible públicamente lo que se traduce en errores entre medidas de diferentes monitores (Brage et al. 2003).

Al estimar valores promediados al minuto los modelos mejoraron en su ajuste. Esto sugirió este intervalo de promedio como más efectivo a la hora de estimar este parámetro especialmente en las situaciones de medida donde no sea necesario disponer de una sensibilidad de estimación inferior al minuto.

Respecto a la elección de los periodos de agrupación de los datos en el modelo cabe decir que en el pasado, la vasta mayoría de los estudios establecían el período en 1 minuto, aunque se sabe que esta duración subestima los períodos de actividad de intensidad vigorosa y alta (Nilsson et al., 2002; Rowlands et al., 2006). Debido a que se ha incrementado la apreciación de la naturaleza esporádica de la actividad física de los niños, los estudios han comenzado a utilizar períodos de medición de 10 segundos (ej. Hasselstrom et al., 2007). En nuestro caso, se eligieron estos dos intervalos para comprobar estas diferencias, el hecho de recoger en un intervalo aún menor quedaba supeditado a que los datos del calorímetro vienen dados en un formato de respiración a respiración lo cual ya nos delimitaba a esa frecuencia de entrega de datos (entre 2 y 10 segundos en la frecuencia de los datos). Por eso se eligió un valor de 10 segundos como valor mínimo. En el caso del minuto se quería comprobar si existía una pérdida de información con respecto al anterior intervalo teniendo en cuenta que este intervalo favorecería la integración de la plataforma en la plataforma Etiobe donde se quiere monitorizar al niño durante todo el día. El usar este intervalo de 1 minuto mejorará la autonomía del sistema y reducirá el número de datos considerablemente. En principio los modelos se comportaron bien en los dos intervalos (incluso con menores errores en el intervalo grande) y no se apreció una pérdida de información recabada al promediar en el minuto aunque hay que recordar que en los dos casos solo cambió el promedio de la información, no la frecuencia de muestreo que fue la misma. Será necesario en las pruebas en situaciones cotidianas el seguir comparando los datos en los dos intervalos sugeridos para ver que no existe pérdida de información.

Respecto a la fuerte correlación encontrada entre el porcentaje de la frecuencia cardiaca de reserva (%HRreserve) y los porcentajes del consumo de oxígeno en pico (%VO<sub>2</sub>peak) y del consumo de oxígeno de reserva (%VO<sub>2</sub>r), estos datos en niños obesos coinciden con los datos encontrados en adultos por Swain et al, 1997) donde si existe una fuerte relación entre el HRreserve y el %VO<sub>2</sub>r aunque en su trabajo no se da esta relación entre el HRreserve y el %VO<sub>2</sub>peak cosa que si se da en este estudio. Esta relación podrá permitir en futuras pruebas clínicas de esfuerzo el realizar estimaciones de la intensidad relativa del porcentaje del consumo de oxígeno de reserva que se está consumiendo a través únicamente de la medición de la frecuencia cardiaca, dato este de mucho interés a la hora de saber la efectividad metabólica en diferentes grupos de población. Recordemos que al trabajar con intensidades

relativas se podrán realizar comparaciones y cruzar datos de poblaciones de diferente edad, sexo y condición física (apartado 4.4.2).

De las variables dependientes a estimar, todas las variables ponderadas  $VO_2/kg$ ,  $VO_2/ffm$  y rMET han tenido un comportamiento similar, de todas maneras existieron una serie de aspectos a matizar. Según algunos autores (Seres et al. 2003), al ponderar este valor por la masa magra, las diferencias en el consumo y la función cardiopulmonar interindividual obesos y no obesos se igualan, Esto puede ser debido a que la masa magra es la mayor consumidora de calorías del organismo en mayor medida que la grasa. En términos generales, el consumo de oxígeno ponderado en peso ha sido la mejor variable que se ha comportado de una manera correcta en todos los modelos, sin embargo, los rMET han sido los mejores modelos en el grupo de control. Quizás exista una diferencia intergrupala entre el grupo de obesos y el grupo de Normo peso respecto al metabolismo basal que se compensan al ponderar este factor. Además cabe reseñar de la innovación que aporta el estudio de trabajar con un nuevo concepto de rMET donde no se trabaja con un valor estándar de referencia ( $1 MET = 3.5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) sino que en este caso el consumo es ponderado por el consumo en basal; es cierto que el cálculo de estos rMET conllevarán la medida del consumo basal. Torun (1983) comenta en su artículo del error que puede conllevar el usar valores de actividad calórica de adultos en niños; en su artículo asignan un valor de  $4.96 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  de consumo de oxígeno en basal para niños de 9 a 12 años. Si aplicamos la relación estándar de  $1 MET = 3.5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ , esto nos puede llevar a errores en la estimación, es por esto que el artículo propone el realizar medidas de metabolismo basal en niños bajo tratamiento para trabajar con estos valores como referencia como se ha hecho en el artículo. En el caso de los pacientes normo peso la utilización del MET estándar llevaría a sobrestimar los METS consumidos debido al metabolismo basal más elevado que los adultos (Torun 1983). En obesos el valor del consumo de oxígeno en basal ofrece unos valores similares a los valores que se supone en adultos (Ainsworth et al. 2011), esta es la explicación de que en la Figura 61 veamos como en algunos casos sí que los MET y rMET son medidas similares e incluso en algunos casos el error hace que infra estimemos el consumo del paciente, este error no es aceptable en una situación en la que justamente se quiere reforzar la motivación del obeso para seguir con su actividad. No obstante y para evitar errores parece que la medida de este parámetro de consumo en basal ayudaría mucho en la estimación metabólica del niño obeso.

La peor variable en la estimación ha sido el consumo total, esto puede ser debido a que al trabajar con individuos con un valor de peso más elevado las derivas en los errores se acentúan más en este aspecto, se ha demostrado que una mejor manera de calcular este valor es a través de una transformación del consumo de oxígeno ponderado en peso con una mejor precisión de estimación. No obstante tendrán que ser los siguientes estudios los que dictaminen en qué casos y circunstancias pueden ser más adecuadas trabajar con una de las variables ponderadas con las que se han obtenido buenos resultados.

Aunque la salida de los modelos combinados que se han presentado han cuantificado la mayoría de la variación en la intensidad de la actividad física, los errores obtenidos indicaron que la práctica mayoría de los modelos testeados son aceptables para evaluar el consumo total de gasto calórico para la actividad física realizada en la cinta de correr durante este estudio en un protocolo de esfuerzo de Balke. Los siguientes estudios deben profundizar en otro tipo de actividades de interés en las posibles acciones terapéuticas de los niños bajo tratamiento, como por ejemplo el ejercicio físico debido a las nuevas videoconsolas de videojuegos activos, campo emergente este que puede aportar nuevas herramientas a los terapeutas para

planificar sesiones de actividad supervisadas. Lógicamente se esperan mayores errores al aumentar la heterogeneidad del tipo de ejercicios y esto deberá ser analizado. Ello implicará que nuevos modelos y técnicas deberán ser empleadas para su validación en esta población específica y para validar su uso enfrentándolas a las ya testeadas en este estudio. Algunos ejemplos de nuevos modelos y clasificadores a emplear podrían ser: Ecuaciones Ramificadas, Redes Neuronales, Maquinas de Vectores Soportados (SVM), método del Flex HR.

Las ecuaciones de predicción para adultos (Hendelman, Miller et al. 2000), no son válidas para niños y adolescentes porque no tienen en cuenta las diferencias en el desarrollo fisiológico en el metabolismo en reposo (RMR) y la mayor deficiencia en la economía del movimiento que exhiben los niños y adolescentes con respecto a los adultos (Welk, Corbin et al. 2000; Trost 2001; Puyau, Adolph et al. 2004), es decir conseguir realizar las acciones físicas con el menor gasto calórico posible, esta es una destreza que se va adquiriendo con los años.

Respecto a la calibración individual, este es un aspecto que se deberá validar en futuros estudios prospectivos. Según (Livingstone et al, 1994) y (Pate, 1993), el realizar una calibración individual entre la relación del HR y el consumo de Oxígeno compensa las diferencias interindividuales debidas a la edad, al sexo y a la composición corporal, aspecto este clave en tratamientos clínicos en pediatría donde estas diferencias se magnifican aún más debido a los procesos de desarrollo continuo al que está sometido el individuo. En el caso del trabajo de investigación que se presenta se realizó una calibración individual para los modelos que se presentan y se compararán los resultados de la estimación en estudios prospectivos con modelos individuales frente a los modelos estimados en grupos de la población fruto de análisis (en este caso niños obesos). Estas calibraciones podrían resultar de gran interés a la hora de clarificar los umbrales de actividades moderadas y vigorosas (recordemos que la OMS recomienda la actividad moderada al menos 30 min en niños).

Existen casos donde una de las variables se puede estimar directamente con modelos ( $VO_2$  y rMET) o indirectamente a través de modelos que calculan otra variable a partir de la cual se puede extraer esta (ej. El consumo total  $VO_2$  también se puede sacar indirectamente calculando el  $VO_2/kg$  con un modelo y multiplicando este valor por el peso); en esos casos la estimación fue más eficiente en el caso indirecto, lo cual indica la elección del consumo de oxígeno ponderado en peso como la mejor variable de estimación a elegir ya que a través de ella se podrán obtener las otras 3 analizadas en este estudio otras indirectamente ( $VO_2$ ,  $VO_2/ffm$  y rMET).

El hecho de que en las estimaciones de la variable MET de la literatura (que no tiene en cuenta la variabilidad del metabolismo basal en individuos asumiendo un mismo valor) haya sido mejor estimada por modelos que solo tienen en cuenta HR y ACC nos indica que estas variables son solo suficientes para estimar correctamente este tipo de valor y que para el cálculo de los MET reales (aspecto clave tratado anteriormente) se debería disponer de la medida del consumo en basal del individuo periódicamente (habrá que determinar con qué frecuencia hay que medir esta variable). Este hecho refuerza la idea de que en este tipo de tratamientos será necesario el disponer de una medida real del metabolismo basal, este hecho se basa en dos ideas claras:

- El hecho de disponer de este metabolismo basal nos ayudará a desarrollar mejores modelos en la fase sedentaria donde sin lugar a dudas los modelos han tenido mayores



problemas, esta es una fase donde las alteraciones fisiológicas no vienen relacionadas directamente con un aumento en el consumo metabólico.

- El disponer del consumo basal real del paciente nos permitirá ponderar su actividad con respecto a su nivel basal, lo que redundará en una medición de la actividad física mucho más ajustada a las características de cada niño.

Hasta ahora son varios los estudios que han desarrollado modelos para la estimación del consumo calórico en niños pero realizando una búsqueda en la literatura no se ha encontrado ningún estudio que usando una plataforma conjunta de movimiento y ECG haya intentado desarrollar nuevos modelos para la estimación del consume metabólico en niños obesos clínicos. Los resultados de los coeficientes de validación son similares a los mostrados en otros estudios que predicen el consumo metabólico en niños con ecuaciones que combinan HR y ACC (Eston, Rowlands et al. 1998; Treuth, Adolph et al. 1998; Corder, Brage et al. 2005). En nuestro estudio, el modelo lineal presentado que hace uso de la Frecuencia Cardiaca, de los "counts" del Acelerómetro, de la circunferencia de la Cintura y de la Frecuencia Cardiaca en reposo explicó el 91% de la variación del PAEE, un resultado netamente superior al obtenido al extraer la misma ecuación de una población Normalizada .

Uno de los aspectos importantes será determinar que dimensión o combinación de dimensiones de PA son importantes para un beneficio en la salud y cuál es la cantidad necesaria a desarrollar para conseguir un efecto. Esto llevará a desarrollar guías clínicas para propuestas de intervención en salud (OMS, Kohl III et al, 2000; WareHam and Rennie, 1998). Segundo, desarrollar instrumentos válidos que puedan evaluar la cantidad absoluta de actividad física realizada en diferentes niveles o la cantidad total de PA se van a necesitar para ser capaces de definir umbrales en la Actividad física para beneficios específicos en salud (como se comentó el apartado de obesidad) (Wareham and Rennie, 1998; Jamonte and Ainsworth, 2001). Tercero, para poder comparar grupos culturalmente diferentes y para monitorizar tendencias o alteraciones debidas a trastornos del peso en el tiempo de la PA se requerirán métodos de evaluación objetivos, precisos y consistentes. (Kohl III et al, 2000; Wareham and Rennie, 1998). Finalmente, los métodos objetivos de evaluación deberían valer para determinar los efectos de las intervenciones y ser capaces de controlar la cantidad de PA habitual en ensayos controlados aleatorios tanto en laboratorio como en situaciones cotidianas.

Otra idea innovadora que el estudio ha planteado es la de aplicar técnicas empleadas en ingeniería de control y de análisis de sistemas para la estimación de sistemas fisiológicos. Estas técnicas ya habían sido empleadas en otros fenómenos fisiológicos pero no hasta la fecha para la estimación de modelos metabólicos y menos aún en niños obesos. El hecho de desarrollar modelos dinámicos fisiológicos que tengan en cuenta no solo los valores presentes sino también valores pasados en la respuesta fisiológica parece una línea de interés que deberá ser tratada

El interés de aumentar la precisión en este tipo de modelos metabólicos radica en una serie de aspectos de interés en diferentes dimensiones y perspectivas:

Desde un punto de vista clínico:

- El disponer de estos modelos permitirá determinar de una manera eficiente los patrones de actividad del niño obeso, estableciendo que diferencias existen en sus pautas de actividad (tiempo en diferentes intensidades, consumo total diario..) con

errores mínimos, ello permitirá establecer diferencias con cierta seguridad que antes se antojaban difíciles de conseguir, lo que redundará en un mejor conocimiento del patrón de actividad de cada sujeto y permitirá aplicar intervenciones mucho más personalizadas.

- La mejora en la precisión en estos modelos permitirá establecer medidas clínicas de evaluación de la capacidad aeróbica sin necesidad del uso de medidas de calorimetría o de agua doblemente marcada, reduciendo costes y permitiendo realizar este tipo de pruebas aeróbicas clínicas en centros sanitarios que no disponen de este tipo de equipamiento; por otro lado se reducirá la complejidad de estas prueba (con una plataforma como el TIPS será suficiente como plataforma de monitorización); ello redundará en pruebas menos invasivas para el niño, aspecto este, que hasta ahora desmotivaba tanto a los participantes como a los clínicos a realizar este tipo de pruebas si no eran por motivos de necesidad (posible patología cardíaca o alteración pulmonar).
- Desde el punto de vista de la investigación clínica el uso de estos modelos y la realización de este tipo de estudios permitirá profundizar en las alteraciones que la obesidad induce en las relaciones entre el sistema endocrino, el sistema cardiovascular y cuantos elementos fisiológicos están inmersos en los procesos relacionados con la actividad física y el ejercicio.

Desde un punto de vista tecnológico:

- El disponer de ecuaciones integrables en dispositivos de última generación permitirán el desarrollar nuevos dispositivos y plataformas ambulatorias que detecten y monitoricen al individuo durante su vida cotidiana y extraigan la mayor información posible.
- Este tipo de modelos permitirá desarrollar técnicas precisas, efectivas y baratas, apropiadas para estudios de campo en todo el planeta. No obstante todos estos métodos deberán ser validados frente a medidas de referencia como las comentadas anteriormente (calorimetría y agua doblemente marcada).
- El disponer de elementos portátiles con capacidad de discernir con precisión el nivel metabólico de consumo del niño obeso permitirá desarrollar nuevas plataformas tecnológicas de promoción y estímulo de la actividad física donde estos modelos estimen las variables que servirán de biofeedback a las plataformas desarrolladas, es decir, desarrollos tecnológicos que tendrán en cuenta con mayor precisión el rendimiento metabólico y se adaptarán en base a ello, un ejemplo de esto podrían ser escenarios virtuales que motiven al niño obeso a realizar actividad y se adaptan al gasto metabólico del niño.

### 7.3. RESULTADOS ESTUDIO C: ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE UNA PRUEBA DE ESFUERZO EN NIÑOS OBESOS CLÍNICOS Y NIÑOS NORMOPESO

---

En esta sección se discuten los datos obtenidos en el estudio sobre la variabilidad cardiaca durante una prueba de esfuerzo en niños obesos clínicos y niños normo peso. En esta prueba un total de 60 niños obesos y 40 niños normo peso fueron medidos con el TIPS-shirt y con un equipo de calorimetría durante la realización de una prueba de esfuerzo submáxima (ver apartado 4.2.3 y apartado 6.1.2). Primero se midió al niño en una situación de reposo sentado, luego se realizó una prueba de esfuerzo con el protocolo de Balke modificado (Balke & Ware 1959) y por ultimo se midió la fase de recuperación tras el esfuerzo así como una fase final de reposo de 5 minutos antes de finalizar.

Durante la prueba se ha calculado la variabilidad cardiaca de los 5 minutos en reposo antes de la prueba esfuerzo en posición sentada (REST\_INI), del intervalo de señal que abarca el esfuerzo (EFFORT), de los 5 primeros minutos de recuperación tras el esfuerzo (RECOV) y de los 5 minutos últimos en situación basal sentado de nuevo transcurridos al menos 10 min desde el esfuerzo (REST\_END).

Por otro lado la respuesta fisiológica durante el esfuerzo minuto a minuto fue analizada para ver la evolución en cada uno de los conjuntos y calcular una serie de parámetros de interés (valores de respuesta cardiaca tanto en esfuerzo como en recuperación, parámetros ventilatorios y valores de respuesta metabólica).

El objetivo general que se planteaba en este estudio fue:

- Comparar la respuesta fisiológica durante una situación de esfuerzo submáximo y recuperación en niños normo peso y obeso. Comparar estos valores tanto entre fases como entre grupos.

Como objetivos más específicos se trató de:

- Comparar la variabilidad cardiaca en reposo antes y después de una situación de esfuerzo submáximo en niños normo pesos y obesos. Comparar estos valores tanto entre fases como entre grupos.
- Analizar la variabilidad cardiaca durante el esfuerzo y justo en los 5 primeros minutos de recuperación. Comparar estos valores tanto entre fases como entre grupos y justificar la posible utilidad de este tipo de medidas durante una prueba de esfuerzo.
- Estudiar la frecuencia cardiaca de recuperación (HRrecov) en los primeros minutos como indicador de la capacidad aeróbica del niño obeso y del niño normopeso (ver apartado 3.2, Chen et al. 2011; Dimkpa 2009).
- Comparar valores de la cinética de recuperación tanto ventilatoria como cardiaca en el niño obeso y normo peso tras el esfuerzo (Potter & Unnithan 2005).

Durante la prueba (Figura 74), se van a realizar una serie de cálculos matemáticos y de procesamiento de señal con las diferentes señales fisiológicas obtenidas que nos van a llevar a extraer una serie de parámetros de interés a la hora de analizar cada uno de los objetivos propuestos. En la fase de reposo (REST\_INI) se calculará sobretodo la variabilidad cardiaca y algunos valores de referencia en basal (HRrest, VO<sub>2</sub>basal). En la fase de esfuerzo (EFFORT) se determinarán los valores de subida iniciales de la frecuencia cardiaca

(HRuptake), los valores máximos de frecuencia cardiaca (HRpeak), de consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>peak) y se estudiará el efecto que el esfuerzo tiene sobre los valores de variabilidad cardiaca. En la fase de recuperación justo tras el esfuerzo (RECOV) se analizará la recuperación de la frecuencia cardiaca (HRrecov), se verán las cinéticas de recuperación de la frecuencia cardiaca, el consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono y se evaluará como evolucionan los parámetros de variabilidad cardiaca. Por último en la fase de reposos tras el esfuerzo (REST\_POST) se evaluarán los valores finales de frecuencia cardiaca y consumo de oxígeno y la variabilidad cardiaca en reposo tras el esfuerzo. Para más detalle ver el apartado 6.3 (todos los estadísticos se pueden revisar en los anexos, ver apartado 12.4).

Los datos de los dos grupos de muestra empleados en el estudio y su comparación mediante la prueba t son los que se presentan en la Tabla 39:

Tabla 39 Datos población seleccionada para el estudio C (en color verde oscuro los que presentan diferencias significativas mediante t-test, \*=p<0.05 \*\*= P< 0.01 \*\*\*p<0.005)

	Obeso (N=60)				Normo peso (N=40)			
	Femenino (N=31)		Masculino (N=29)		Femenino (N=20)		Masculino (N=20)	
	Media	sd	Media	sd	Media	sd	Media	sd
Edad (años)	12,3	(2,1)	12,1	(1,7)	11,1	(1,6)	11,6	(,8)
Peso (kg) ***	71,8	(15,2)	70,3	(15,6)	32,1	(6,9)	34,7	(6,3)
Altura	155,7	(8,3)	156,2	(11,2)	141,4	(7,3)	148,2	(8,4)
IMC***	29,2	(4,7)	28,2	(3,6)	15,7	(2,0)	15,4	(1,6)
zIMC***	2,6	(,5)	2,7	(,5)	-,9	(,6)	-1,3	(1,4)
%fat***	39,7	(4,6)	37,5	(7,0)	16,0	(3,6)	8,1	(2,9)
Masamagra***	42,6	(7,2)	43,1	(9,8)	26,6	(4,5)	29,9	(4,7)

Si atendemos a los datos de la tabla se aprecia como los dos grupos presentan diferencias significativas en cuanto al peso, el IMC, su variable tipificada (zIMC), la masa magra y el porcentaje de grasa corporal (%fat), es decir *ambos grupos seleccionados cumplen con los criterios planteados anteriormente a la hora de dividir a la población obesa de la normopeso (7-119)*. Esto nos permitirá estudiar si existieron posibles alteraciones en la respuesta a una prueba de esfuerzo diferenciando al grupo de población normo peso frente al grupo obeso.

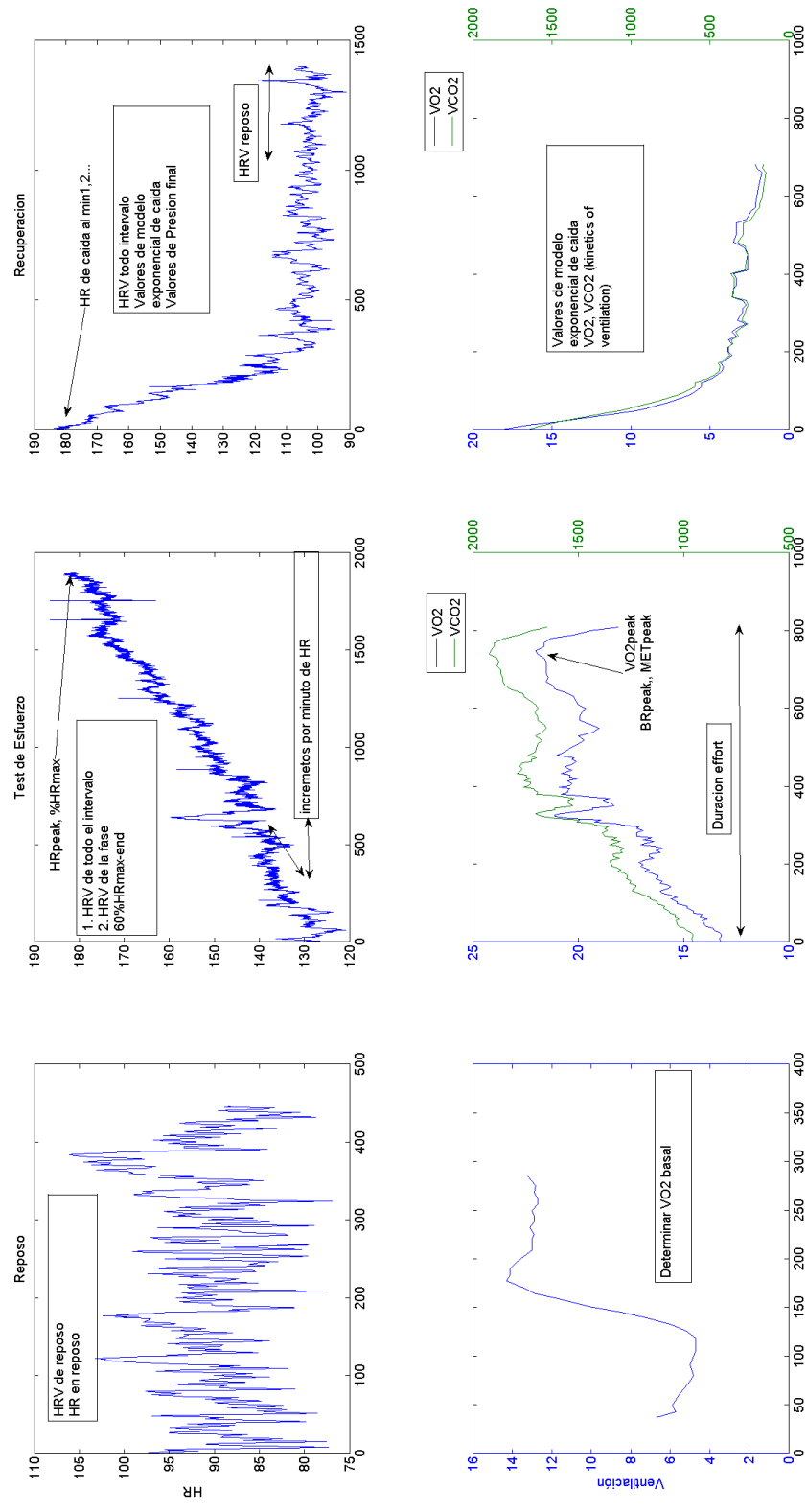


Figura 74 Señal original de uno de los participantes y tipos de análisis que se presentan de su respuesta al esfuerzo y recuperación en este capítulo

### 7.3.1. VALORES GENERALES DE LA RESPUESTA FISIOLÓGICA DEL NIÑO OBESO Y NORMOPESO DURANTE UNA PRUEBA DE ESFUERZO Y SU RECUPERACIÓN

Se presentan a continuación una serie de parámetros de la respuesta fisiológica y de capacidad aeróbica del individuo recogidos durante la prueba (no se presentan en este apartado los valores de variabilidad cardiaca ni de la frecuencia cardiaca en recuperación que serán tratados con más detalle en apartados siguientes).

Respecto a la capacidad aeróbica, esta se obtuvo principalmente por las medidas del equipo de calorimetría, de medición cardiorespiratoria y por la extracción de una serie de parámetros de la morfología de la respuesta cardiovascular durante el esfuerzo. Solo recordar que el parámetro rMET es un parámetro aportado en esta tesis que se obtuvo al ponderar el consumo de oxígeno en esfuerzo frente al consumo de oxígeno obtenido en basal (ver apartado 6.3.4 para más información acerca de los parámetros calculados). En la Tabla 40 se presentan los resultados de comparar estas variables en un test anova:

Tabla 40 Valores de respuesta fisiológica del niño obeso y normo peso durante la prueba de esfuerzo y diferencias entre los grupos en sus valores (verde oscuro diferencias significativas \*  $p < 0.05$  \*\*  $p < 0.01$  \*\*\*  $p < 0.001$ )

	obeso (N=60)		normo peso (N=40)	
	Media	sd	Media	sd
VO <sub>2</sub> peak (ml/min·kg)***	26,3	(4,5)	39,0	(4,5)
RERpeak (n.u.)	1,0	(,1)	1,0	(,1)
Duracmin (min)***	12,0	(4,6)	18,0	(1,8)
HRpeak (lpm)*	183,3	(8,4)	188,4	(15,4)
HRmax_peak (lpm)	92,0	(4,1)	93,2	(7,5)
BRpeak (rpm)	42,3	(10,8)	43,2	(7,6)
rMETpeak (n.u.)	7,5	(1,9)	7,7	(1,3)
METpeak (n.u.)***	7,5	(1,3)	11,2	(1,3)

Los resultados indican que *existieron diferencias significativas en el consumo pico de oxígeno y en la duración en minutos en la prueba. También se apreció una diferencia en el pico de frecuencia cardiaca alcanzado (HRpeak) y en el pico de Consumo Metabólico equivalente (METpeak) que se calcula, como se comentó anteriormente ponderando el consumo energético máximo en la prueba frente al consumo basal, adoptando en este caso como medida basal el estándar de 3.5 ml/min·kg que ya se comentó en el apartado 7.2.3. Esta diferencia en el METpeak no aparece al calcular el pico de consumo energético equivalente real (rMETpeak, Figura 75), que se calcula ponderando el consumo energético con una*

medida real del consumo en basal de cada participante que se obtuvo en la mayoría de los casos mediante una prueba del Metabolismo Basal (ver apartado 7.1).

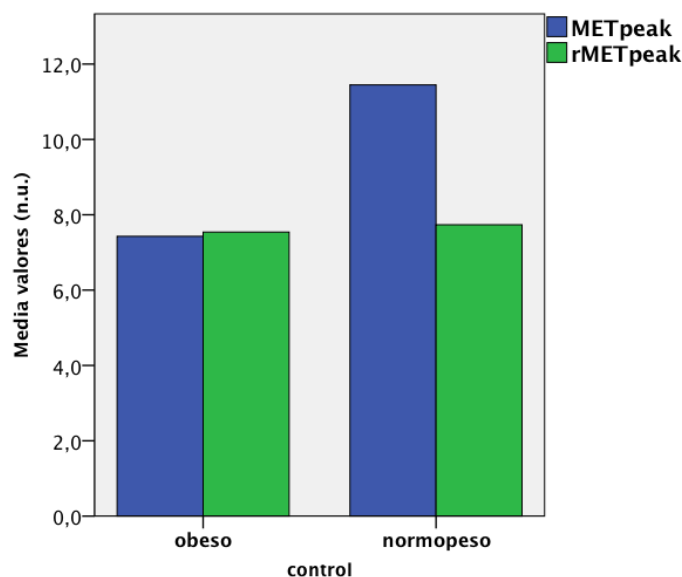


Figura 75 Valores de pico del consumo metabólico normal MET y real rMET durante la prueba.

Respecto a la medida del pico RER ("*respiratory exchange ratio*"), que muestra la relación entre el consumo de oxígeno y la expulsión de dióxido de carbono no se apreciaron diferencias así como en el valor del porcentaje máximo de HR alcanzado (%HRmax). Estos resultados en estas dos últimas variables eran de esperar, ya que estos eran los criterios de parada establecidos en el protocolo para determinar el fin de la prueba que se tomaron en consideración de otras guías clínicas (Paridon et al. 2006), es decir que *revisando los valores medios de estas dos variables (RER y %HRmax) se puede asegurar que la prueba realizada alcanzó los objetivos esperados en una prueba submáxima de esfuerzo: RER en torno a 1,1 y frecuencia cardiaca en torno al 90% de la máxima teórica (Nemeth et al. 2009).*

Si atendemos a las diferencias entre la población separada por sexo, se encontraron *diferencias significativas en los parámetros de consumo de oxígeno pico ( $VO_2$ peak) y la duración de la prueba (Figura 76) siendo estos valores superiores en la población masculina frente a la femenina, tanto en el grupo normo peso como en el grupo obeso.*

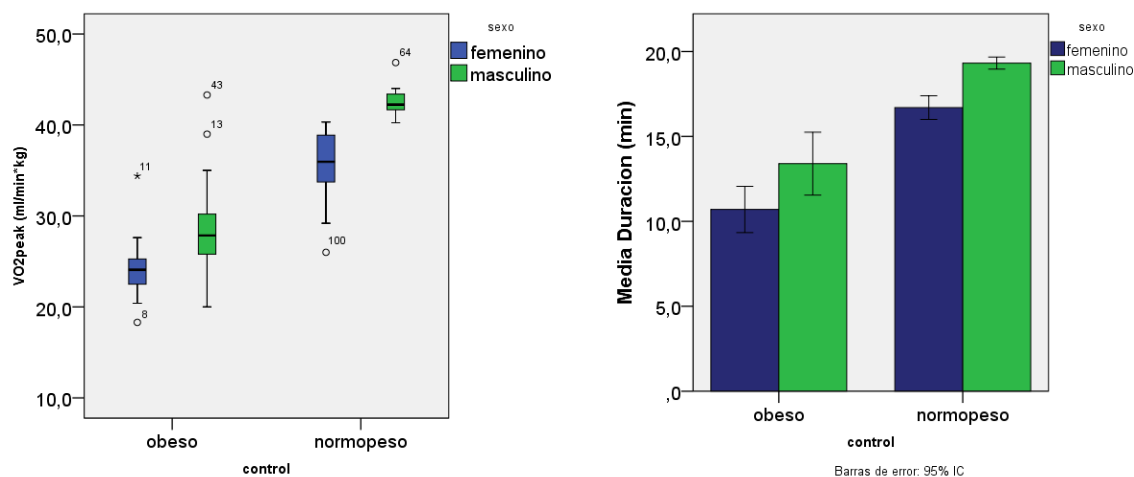


Figura 76 Comparación Valores de pico de oxígeno y de Duración en el protocolo de Balke separados por grupo obeso y normo peso y por sexo.

Evidentemente el consumo aeróbico puede expresarse también sin ponderar por el peso ( $VO_2\text{peakTOTAL}$ ) o ponderando por la masa magra exclusivamente ( $VO_2\text{peakFFM}$ ). En este caso los resultados no fueron idénticos registrándose que *el consumo total fue mayor en obesos que en normo peso (algo evidente debido a su mayor peso) y respecto al consumo ponderado por la masa magra, existieron diferencias significativas en las dos poblaciones siendo su valor medio mayor en el grupo normo peso aunque con una gran dispersión de la población obesa masculina (Figura 77).*

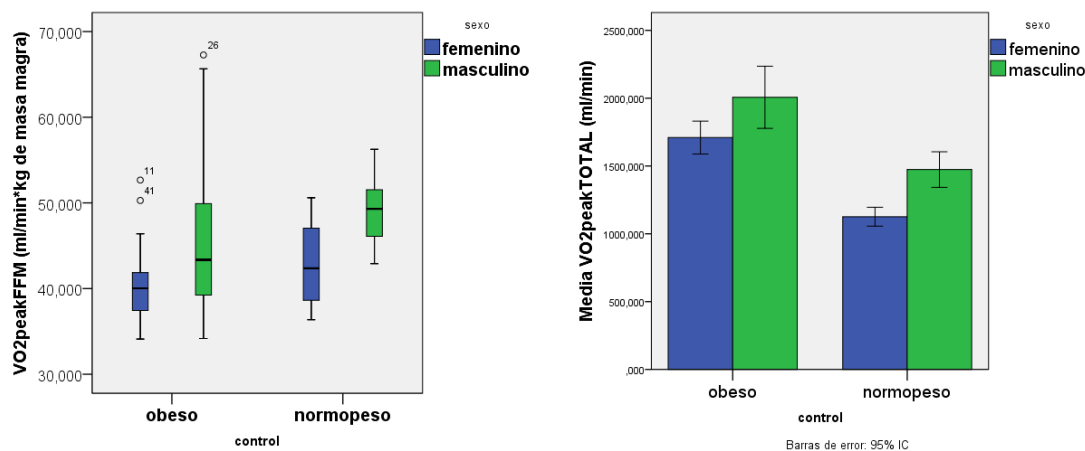


Figura 77 Consumo aeróbico separado por grupo de población y por sexo ponderado por la masa magra (izquierda) y sin ponderar en valores absolutos (derecha).

### 7.3.1.1. MEDIDAS DE PRESIÓN ARTERIAL DURANTE LA PRUEBA

Respecto a la respuesta de la presión arterial se realizaron medidas al iniciar la prueba de esfuerzo, justo al acabar la prueba esfuerzo y transcurridos 10 minutos de recuperación. Los resultados del anova de medidas repetidas teniendo en cuenta al grupo obeso/control y el sexo muestran que:

- Existieron *diferencias significativas en la población al completo entre los valores de presión diastólica y sistólica al inicio y justo al llegar al máximo esfuerzo.*
- *Sin embargo, solo aparecieron diferencias significativas entre el valor en reposo inicial y el valor en reposo transcurridos 10 min en el valor de presión diastólica.*



- Si tenemos en cuenta el factor obesidad, se encontraron diferencias significativas en la presión diastólica entre todas las fases, tanto en la variación de la presión debida al esfuerzo como en la diferencia de la presión diastólica en reposo antes y después del esfuerzo. En ambos casos hubo un mayor aumento en el grupo obeso frente al normo peso (Figura 78).

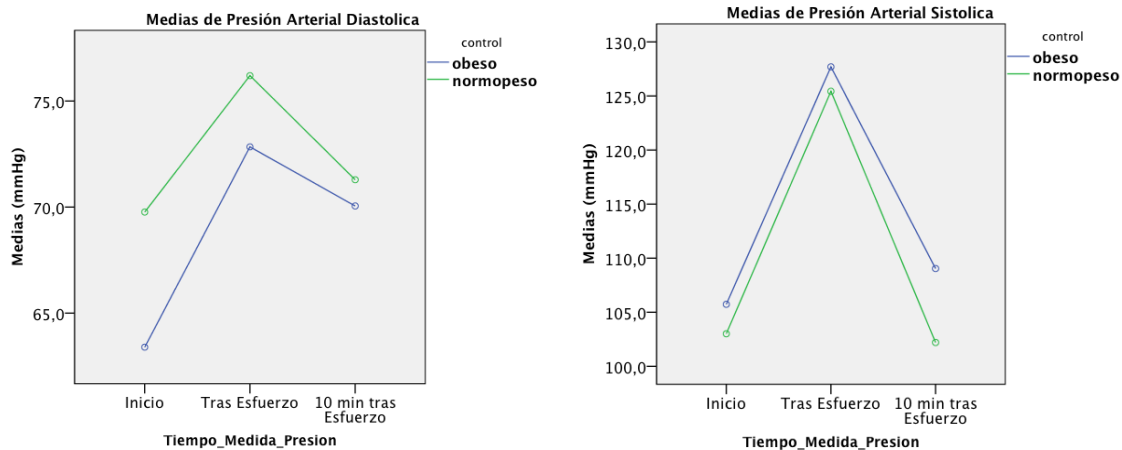


Figura 78 Comparación de valores de presión arterial durante la prueba de esfuerzo. A la izqda. los valores de presión diastólica y a la dcha. los valores de presión sistólica. Azul obeso y verde normopeso.

### 7.3.1.2. MEDIDAS DEL INCREMENTO DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN LA FASE DE INICIO

En este apartado se presentan valores relativos a la evolución de la frecuencia cardiaca durante el esfuerzo (HRuptake), estos valores fueron calculados como el incremento en cada minuto de la frecuencia cardiaca a la hora de comenzar en los 5 primeros minutos del esfuerzo físico. Los resultados muestran que:

- Existieron *diferencias significativas en toda la población en la evolución del HRuptake en el tiempo*, especialmente entre el minuto 2 y el 3 y entre el 3 y el 4.
- Existieron *diferencias significativas si tenemos en cuenta el factor obesidad* (Figura 79), que se reflejan especialmente a partir del minuto 4. En el minuto 4, en el grupo obeso se sigue incrementando el HR mientras que en el grupo normo peso existe una desaceleración.

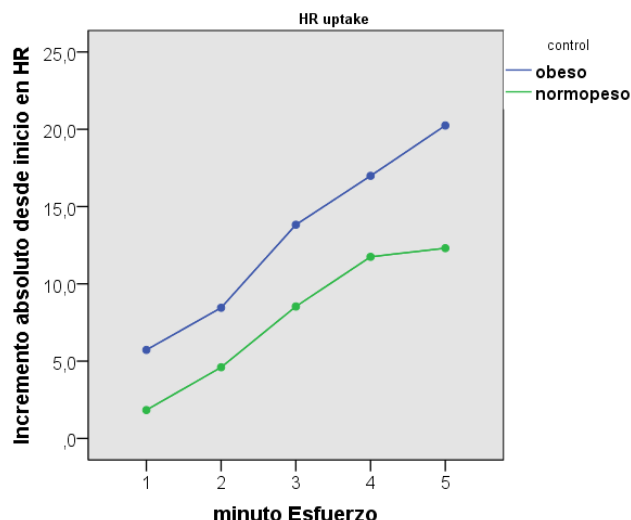


Figura 79 Evolución parámetro HRuptake en el grupo normo peso y el grupo obeso

- No existieron diferencias significativas debidas al sexo como factor principal.
- Sin embargo si existieron diferencias significativas a lo largo de los minutos si tenemos en cuenta el factor obesidad y el factor sexo combinado (Figura 80) a su vez. En el grupo masculino apareció una diferencia en valores absolutos clara mientras que en el grupo femenino no existieron diferencias hasta llegar al minuto 5 en el que si se produjo un incremento continuado del HR en el grupo obeso frente a una desaceleración en el grupo normo peso.

Si tenemos en cuenta las relaciones de este parámetro (correlaciones de Pearson) con otros parámetros de interés podríamos decir que:

- La mayoría de relaciones significativas aparecieron en el parámetro de la frecuencia cardiaca al minuto 5, donde se encontraron correlaciones significativas con el VO<sub>2</sub>peak (\*\*\*) r: -0,36), con el grado de obesidad (\*\*\*) r: 0,47) y con la duración de la prueba (\*\*\*) r: 0,5).

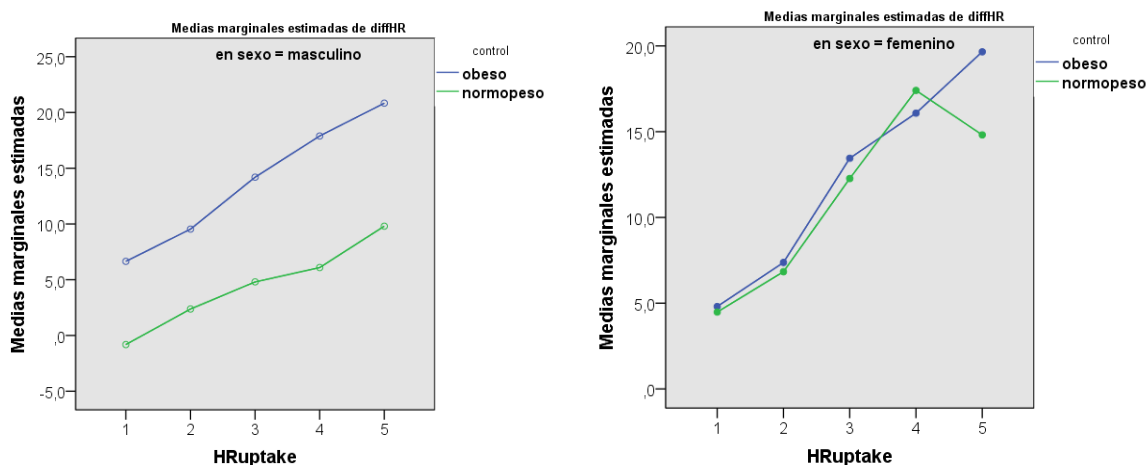


Figura 80 Comparación valores de respuesta cardiaca en los 5 primeros minutos de esfuerzo. A la izqda. sexo masculino y a la dcha. sexo femenino. Azul obeso y verde normo peso

### 7.3.2. ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD CARDIACA EN REPOSO ANTES Y DESPUÉS DE UNA SITUACIÓN DE ESFUERZO SUBMÁXIMO EN NIÑOS NORMO PESO Y OBESO

En este apartado se presenta la respuesta que se obtuvo durante la fase de reposo en la que el sujeto permaneció en posición sentada en una fase de reposo similar a la anterior pero tras haber realizado la prueba de esfuerzo submáximo. En este caso se trata de determinar si existen alteraciones a nivel del análisis HRV en el efecto que el esfuerzo produce en los dos grupos. En ambos casos se seleccionó un intervalo de 5 minutos de señal descartando en la primera fase (REST\_INI) los dos primeros minutos y en la fase de reposo tras el esfuerzo (REST\_POST), una vez se estabilizó el sujeto en valores de HR, se seleccionaron también 5 minutos de señal para su análisis mediante la toolbox de matlab actualizada por el doctorando (ver 6-102). Los objetivos de este apartado son:

- Por un lado analizar la influencia del esfuerzo en la respuesta de la variabilidad cardiaca.
- Y por otro lado, determinar si estas diferencias obtenidas fueron diferentes si comparamos al grupo obeso con el grupo normo peso.

En este caso se calcularon parámetros de variabilidad cardiaca en los dominios del tiempo, frecuencia y análisis no lineal. Los principales parámetros elegidos para el análisis HRV en este caso fueron los que se desglosan a continuación. Recordar que la explicación de las variables y sus abreviaciones se puede encontrar en el apartado 6.3.2.3 :

- Remuestreo tacograma (IBI) : 5 Hz
- Ancho ventana Welch : 128 puntos
- Solapamiento ventana Welch : 127 puntos
- Orden modelo Burg: 16
- Bandas frecuencia 0.04-0.15 para LF y 0.15-0.4 para HF (no se tendrá en cuenta la banda VLF por trabajar con intervalos cortos de tiempo (5-10 min)(Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996)
- NNX y pNNx:50 ms
- SDNNi : 1 min
- Análisis No lineal: r: 0.2 m:3

En este caso del análisis de la variabilidad cardiaca, la principal hipótesis que se quiso analizar en todos los dominios de cálculo fue *determinar si se aprecian diferencias significativas en la respuesta del sistema autónomo comparando las dos fases de reposo a nivel intra (fase reposo inicial: REST\_INI y fase reposo tras el esfuerzo: REST\_END) y comparando a los dos grupos a nivel inter (grupo obeso : OB y grupo normo peso: NW).*

#### 7.3.2.1. DIMENSIÓN TEMPORAL

Respecto al dominio del tiempo, reseñar primero que los parámetros calculados fueron los descritos en el apartado 6.3.2.3.1. Para comprobar si existían diferencias significativas entre el grupo obeso (OB) y el normo peso (NW) a lo largo de las dos fases de reposo, se compararon los valores obtenidos mediante el test de análisis de la varianza (anova) de

medidas repetidas tomando como factores la obesidad y el sexo (los datos numéricos del test se pueden revisar en los anexos 12-363).

Según los resultados de este test que se presentan en la Figura 81 se pueden resaltar los siguientes resultados:

- Se encontraron diferencias significativas en ambos grupos entre las dos fases de reposo en todas las variables del dominio del tiempo de la variabilidad cardiaca en reposo antes y después del esfuerzo.
- Si tenemos en cuenta el factor obesidad, existieron diferencias entre las fases pre y post en las variables NNx, pNNx y SDNNi.
- Si tenemos en cuenta el factor sexo, existieron diferencias en la variación entre las fases pre y post de las variables de la media del RR (meanRR) del SDANN, NNx, pNNx, TINN y RMSSD.
- Si tenemos en cuenta el factor obesidad y el factor sexo de una manera conjunta existieron diferencias en la variación entre las fases pre y post de las variables maxRR, minRR, SDANN, NNx y SDNNi.

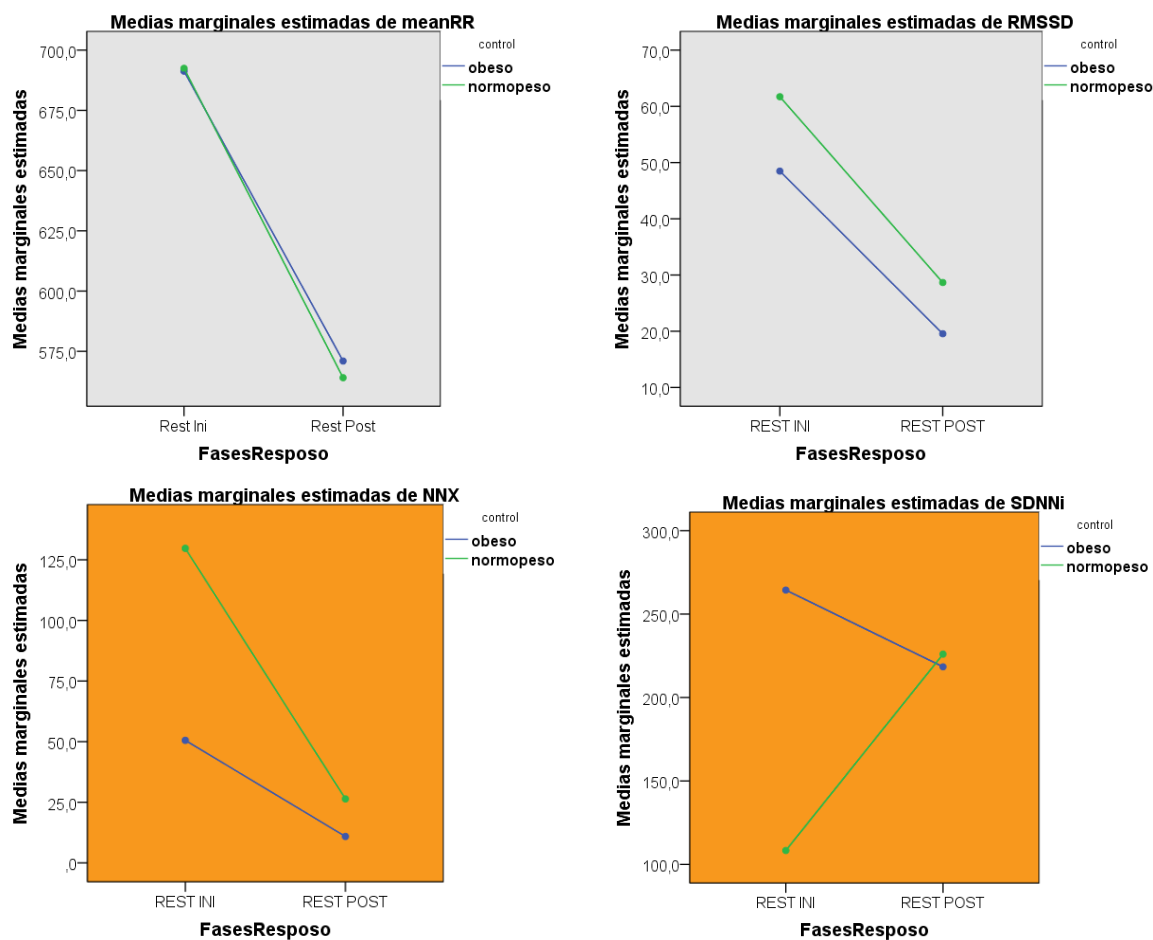


Figura 81 Variación de algunos parámetros de variabilidad cardiaca en el dominio del tiempo en las dos fases y con líneas separadas por el grupo obeso y el grupo normo peso (arriba dcha.: RMSSD, arriba izqda.: meanRR, abajo dcha.: SDNNi, abajo izqda.: NNx; en fondo naranja variables en las que hubo diferencias en la variación del parámetro debido al esfuerzo teniendo en cuenta el factor obesidad)

### 7.3.2.2. DIMENSIÓN FRECUENCIA

Respecto a los valores en el dominio de la frecuencia hay que decir si recordamos el análisis realizado ya en el estudio A (página 7-134), que dentro de los tres métodos posibles a calcular, en este caso se calcularon los parámetros por el método de Welch (el más empleado en la actualidad (Aubert et al. 2003; Rajendra Acharya et al. 2006)). No obstante en otros apartados posteriores se volverán a comparar otros métodos de cálculo. Recordemos que en el análisis en frecuencia se trabaja con una serie de parámetros como son:

- Variables normalizadas de las bandas de energía LF y HF ponderadas con respecto a la energía Total (**nLF**, **nHF**).
- Balance entre el sistema simpático y el sistema parasimpático reflejado mediante el parámetro **LFHF**.
- Valores absolutos de las bandas de energía LF, HF así como con la energía total registrada (**aLF**, **aHF**, **aTotal**).
- Valores del pico en hercios de la banda de baja frecuencia y de la banda de alta frecuencia (**peakLF**, **peakHF**).

El objetivo de este apartado fue al igual que en el caso del dominio del tiempo, *determinar si se observan diferencias significativas entre las dos fases de reposo antes y después del esfuerzo (REST INI y REST POST) y entre los dos grupos (grupo obeso y grupo normo peso).*

Se realizó el mismo tipo de análisis que el descrito anteriormente, un anova con medidas repetidas teniendo en cuenta el factor de la obesidad y del sexo y su interacción entre ambos. Según los datos que se reflejan en la Figura 82, Figura 83 y en los anexos 12-363, los aspectos a extraer de los resultados fueron los siguientes:

- *Existieron diferencias significativas entre el grupo obeso y el grupo normo peso en todas las variables excepto en la banda aLF y el pico HF.*
- *Existieron diferencias significativas entre las dos fases de reposo en todos los parámetros excepto en el pico LF (peakLF) y el pico HF (peakHF), especialmente en los valores normalizados (F(1,94): 111,96 para nHF y F(1,94): 109,17 para nLF). El esfuerzo conlleva un incremento de la banda LF y un decremento de la banda HF en la fase de reposo post ejercicio.*
- *Existieron diferencias en la variación por fases si tenemos en cuenta el factor obesidad en el ratio LFHF y la banda aLF. El ratio LFHF aumenta más en el grupo obeso y la banda LF (aLF) que aumenta en el grupo normo peso y disminuye en el grupo obeso. No se apreciaron cambios en las bandas normalizadas respecto a este factor en las variaciones entre fases (Figura 82).*
- *Existieron diferencias en la variación por fases si tenemos en cuenta el factor del sexo en el ratio LFHF, la banda normalizada HF, la banda normalizada LH, la energía de la banda HF (aHF) y el pico de la banda HF (peakHF).*
- *Si tenemos en cuenta el efecto combinado del sexo y la obesidad también existieron diferencias en la variación con respecto a las fases, en la banda normalizada nHF y la banda normalizada nLF, en concreto dentro del grupo femenino, existió una mayor activación del simpático en el grupo obeso debido al esfuerzo, mientras que en el grupo masculino la variación debida al esfuerzo fue similar en ambos grupos (obeso y normo peso, Figura 83).*

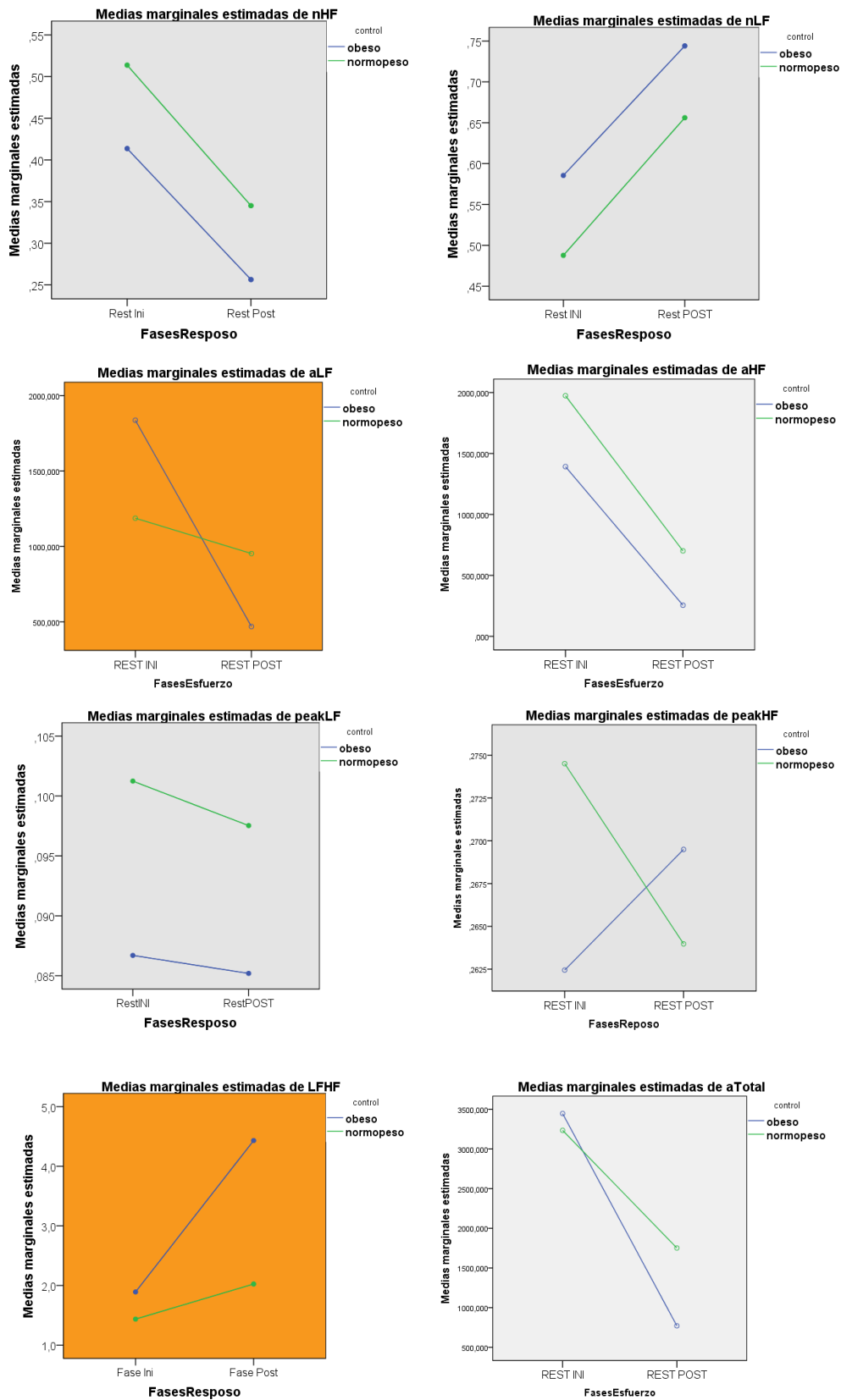


Figura 82 Evolución parámetros variabilidad cardiaca en el dominio de la frecuencia (Naranja interacción significativa fase Esfuerzo\* factor obesidad).

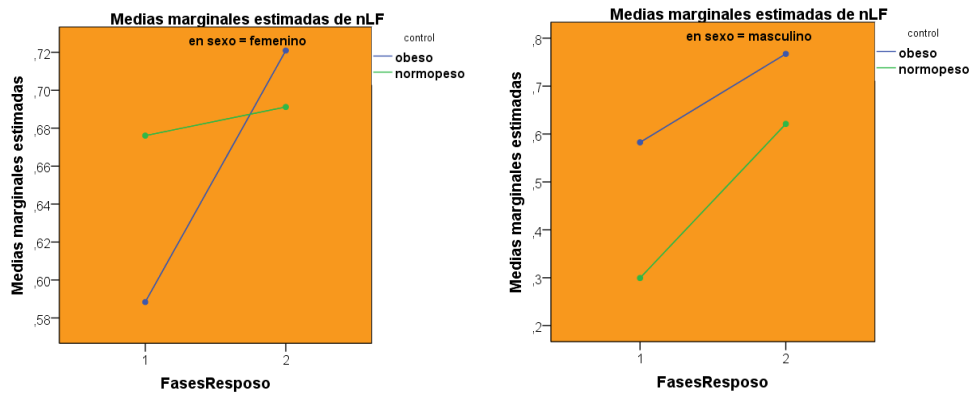


Figura 83 Evolución parámetros variabilidad cardiaca en la banda normalizada LF separadas por sexo (izqda.: fem, dcha.: masc) y factor obesidad (naranja interacción significativa fase esfuerzo \*factor obesidad\*sexo)

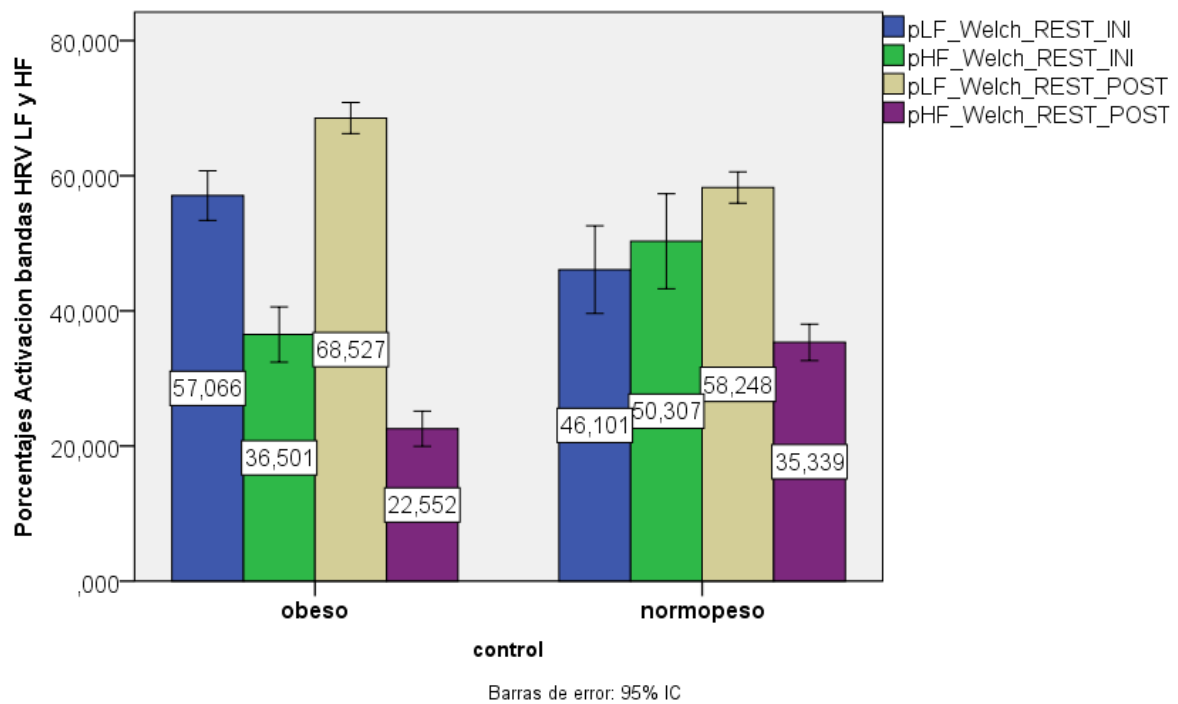


Figura 84 Porcentaje de activación de las bandas LF y HF separadas por grupo (obeso/normo peso) para la fase de reposo anterior al esfuerzo y la fase de reposo posterior.

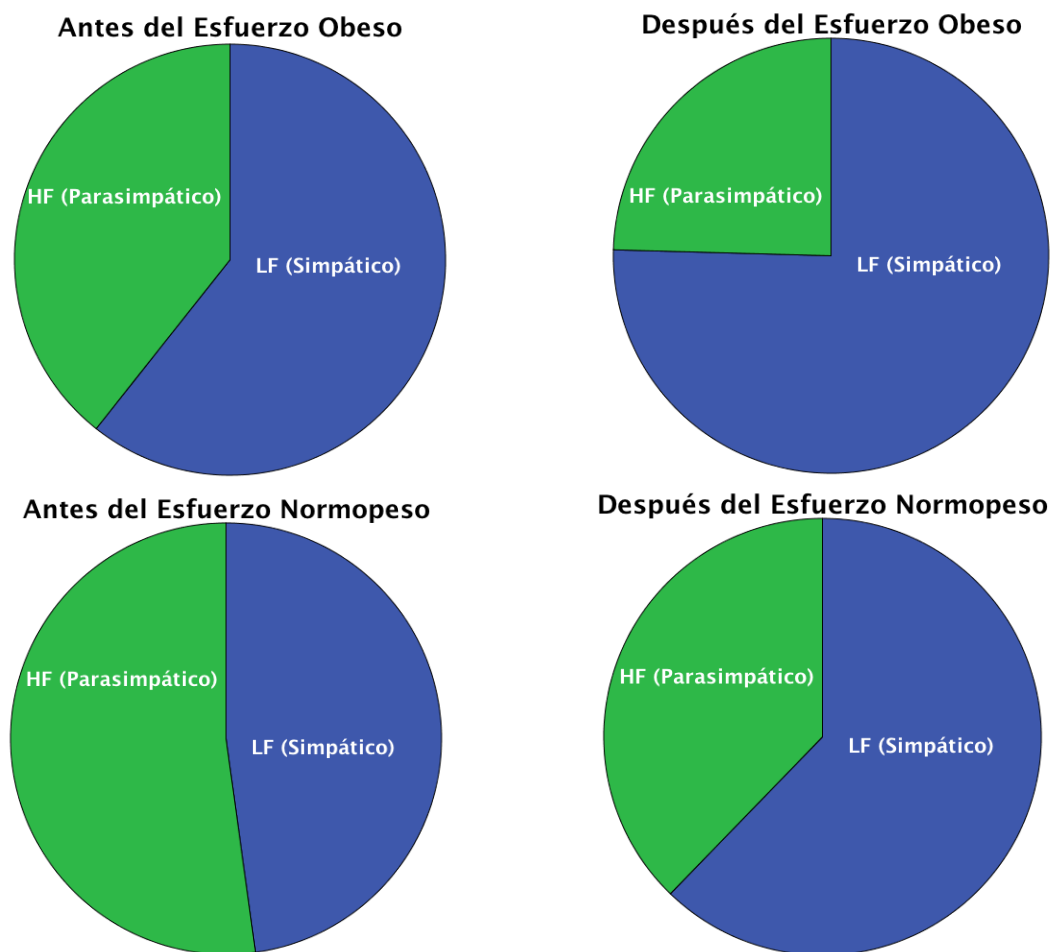


Figura 85 Porcentaje de activación en sectores de las bandas LF y HF separadas por grupo (obeso/normo peso) para la fase de reposo anterior al esfuerzo y la fase de reposo posterior.

Como resumen, observando la Figura 84 y la Figura 85 con los porcentajes que supone cada banda en la activación autónoma se podría comentar que:

- El hecho de *realizar actividad física conlleva un aumento de la predominancia del tono simpático en la fase de reposo posterior*. Este aspecto se repite con una intensidad similar en ambos grupos por igual aunque se aprecian ciertas diferencias como se ha reseñado anteriormente. En el caso del grupo normopeso, se puede apreciar que mientras que en la fase REST\_INI presenta una dominancia de la actividad parasimpática, en la fase REST\_POST, este grupo pasa a presentar una dominancia de la activación simpática mientras que en el grupo obeso, esta dominancia del simpático que ya se manifestaba en la fase REST\_INI se amplifica aún más tras el esfuerzo en la fase REST\_POST.



### 7.3.2.3. DIMENSION NO LINEAL

Si analizamos los resultados del efecto en los valores de la dimensión no lineal de la variabilidad cardiaca, primero repasemos brevemente las variables que se van a registrar en esta dimensión que son :

- Variables de tipo dispersión (Poincaré **SD1**, **SD2** y **SD1/SD2**).
- Medidas no lineales de análisis de la entropía y fractalidad de la señal (“*Sample Entropy SampEn*” , “*alfa*”, “*alfa1*” y “*alfa2*”) (información de estas variables en apartado 6.3.2.3.4).

Se realizó el mismo tipo de análisis que el descrito anteriormente, un anova con medidas repetidas teniendo en cuenta el factor de la obesidad y del sexo y su interacción entre ambos. Según los datos que se reflejan en la Figura 86 y en los anexos 12-363, los aspectos a extraer de los resultados fueron los siguientes:

- *Existieron diferencias significativas debidas al esfuerzo en todas las variables no lineales excepto en alfa2. Se encontró un decremento en SD1 y SD2 y en la entropía y un aumento en la alfa y la alfa 1 debidos al esfuerzo.*
- *Si se tiene en cuenta la interacción del factor obesidad se encontraron diferencias en el parámetro alfa (mayor aumento en el grupo obeso debido al esfuerzo) y alfa2 (aumento en el grupo obeso por disminución en el grupo normo peso debido al esfuerzo).*
- *Si se tiene en cuenta la interacción del factor del sexo se encontraron diferencias en el parámetro SD1 (mayor disminución del grupo masculino que el femenino debido al esfuerzo) , alfa(mayor aumento del grupo femenino que el masculino debido al esfuerzo), alfa1(mayor aumento del grupo masculino que el femenino debido al esfuerzo) y alfa2 (aumento en el grupo femenino por disminución en el grupo masculino debido al esfuerzo).*
- *Si se tiene en cuenta la interacción del factor sexo y del factor obesidad conjuntamente se encontraron diferencias en como varían los parámetros debido al esfuerzo en alfa (grupo femenino aumenta similar pero en el grupo masculino no existe aumento en el grupo normo peso) y alfa2 (en el grupo femenino se produce un aumento en los dos grupos mientras que en el grupo masculino se produce un aumento en el grupo obeso y una disminución en el grupo normo peso).*

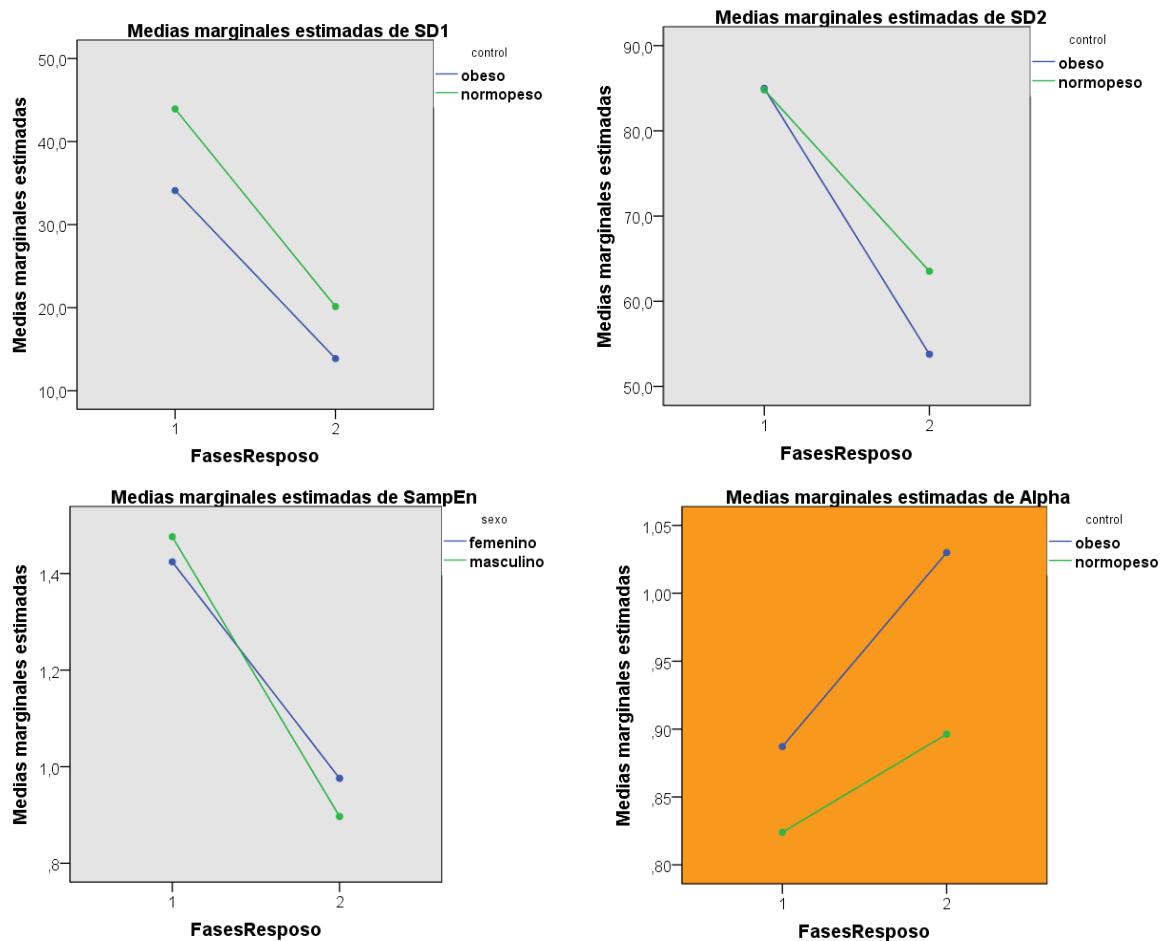


Figura 86 Evolución parámetros no lineales de variabilidad cardiaca separados por fase de reposo y factor obesidad (arriba izqda.: SD1, arriba dcha.: SD2, abajo izqda.: SampEn, abajo dcha.: alfa; naranja interacción significativa fase esfuerzo \* obesidad)

### 7.3.3. ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN DE LA VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE UNA SITUACIÓN DE ESFUERZO SUBMÁXIMO Y RECUPERACIÓN EN NIÑOS NORMOPESO Y OBESO

En este caso nos vamos a centrar especialmente en el análisis no lineal y en el análisis de tiempo-frecuencia de la variabilidad cardiaca (ver 6-110), aunque también analizaremos inicialmente el parámetro RMSSD del dominio del tiempo puesto que se ha usado en varios estudios que analizan el efecto del esfuerzo físico en la fase de recuperación (Antelmi et al. 2008a; Ng et al. 2009; Virtanen et al. 2007).

La decisión de realizar el análisis no lineal está justificada por ser un tipo de análisis más robusto a la alta no estacionalidad de la señal durante el esfuerzo (Hottenrott et al. 2006); también se empleará el tipo de análisis en tiempo-frecuencia (T-F) que nos va a permitir estudiar a lo largo del tiempo como evoluciona la componente en frecuencia de la

variabilidad cardiaca. De esta manera se puede estudiar la evolución de la banda LF y HF durante el tiempo en una fase donde se produce una evolución en la respuesta fisiológica. Este es un método no muy usado aún en la actualidad por su mayor complejidad pero que se ha implementado en esta Tesis (Figura 90), y que puede aportar información de interés, especialmente en intervalos o fases donde queramos estudiar la dinámica en el tiempo de la respuesta del sistema autónomo. En la discusión se explicará su utilidad y robustez en estos casos de análisis durante situaciones de esfuerzo físico (7-260).

Para poder comparar las señales durante el esfuerzo de una manera uniforme en cada individuo (hay que recordar que cada uno partió de un nivel de activación cardiaca a la hora de arrancar la prueba de esfuerzo), se optó por analizar en cada individuo el intervalo de señal desde que alcanzó el 60% de su HR teórico máximo hasta que se llegó al final de la prueba. De esta manera las comparaciones se realizaron seleccionando una misma franja con el mismo nivel de intensidad de esfuerzo físico en todos los participantes (McNarry & Lewis 2012), es decir desde el 60% de su frecuencia cardiaca máxima hasta el límite submáximo alcanzado en la prueba (que en todos los casos estuvo en torno al 90% de su frecuencia cardiaca máxima, ver resultados del límite alcanzado en el apartado 7.3.1).

### 7.3.3.1. ANÁLISIS DEL DOMINO DEL TIEMPO: PARÁMETRO RMSSD DURANTE EL ESFUERZO

Tal como se ha comentado anteriormente, son varios los estudios que utilizan el parámetro RMSSD como índice de la recuperación tras el esfuerzo (Chen et al. 2011). Recordemos que el parámetro se define como la raíz cuadrada de las diferencias sucesivas entre los intervalos RR consecutivos y que refleja en cierta manera la capacidad de activación del sistema parasimpático (Force et al. 1996).

Vamos a comparar el efecto que tiene el esfuerzo físico sobre este parámetro y como evoluciona al cesar el esfuerzo. Se realizó un anova de medidas repetidas teniendo en cuenta como factores la obesidad y el sexo.

Según los resultados que se pueden apreciar en las Figura 87 y Figura 88 (ver más datos numéricos en anexos, 12-363), se puede reseñar que (recordemos que el grado de significación se define como: \*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ , \*\*\*:  $p < 0.001$ ):

- Existieron *diferencias significativas a lo largo de todas las fases* considerando a todo el grupo por completo ( \*\*\*  $F(1,282)$ : 189,35).
- Si tenemos en cuenta el *factor obesidad*, existieron *diferencias significativas entre la fase de reposo inicial (REST\_INI) y la fase de esfuerzo máximo (EFF\_HIGH)* ( \*  $F(1,94)$ : 5,76) donde se encontró que el grupo normo peso redujo más su valor y *entre la fase de esfuerzo máximo (EFF\_HIGH) y la de recuperación post esfuerzo (RECOV)* ( \*  $F(1,94)$ : 4,47), en la que se apreció que el grupo normo peso aumentaba en mayor medida su valor.
- Si tenemos en cuenta la interacción del *factor obesidad y del sexo*, existieron *diferencias significativas entre la fase de reposo inicial y la fase de esfuerzo máximo* ( \*\*  $F(1,94)$ : 7,18), donde se apreció que en el sexo femenino el descenso de este parámetro debido al esfuerzo fue similar mientras que en el sexo masculino, el grupo normo peso redujo más su valor que el obeso. También existieron *diferencias*

significativas entre la fase de esfuerzo máximo y la de recuperación post esfuerzo (\*  $F(1,94): 4,62$ ), en la que dentro del sexo femenino se produjo un aumento similar en ambos grupos mientras que dentro del sexo masculino en el grupo normo peso aumentó en mayor medida su valor que en el grupo obeso. Por último se apreciaron diferencias significativas también entre la fase de recuperación y la fase de reposo post ejercicio (REST\_POST) (\*\*\*)  $F(1,94): 22,27$ ) en la que dentro del sexo femenino se produjo un aumento diferente en ambos grupos, acercándose el grupo obeso a los valores del grupo normo peso que se presentan estables, mientras que dentro del sexo masculino, el grupo normo peso aumentó en mayor medida su valor mientras que en el grupo obeso tiende a estabilizarse en un valor claramente inferior al grupo normo peso (Figura 88).

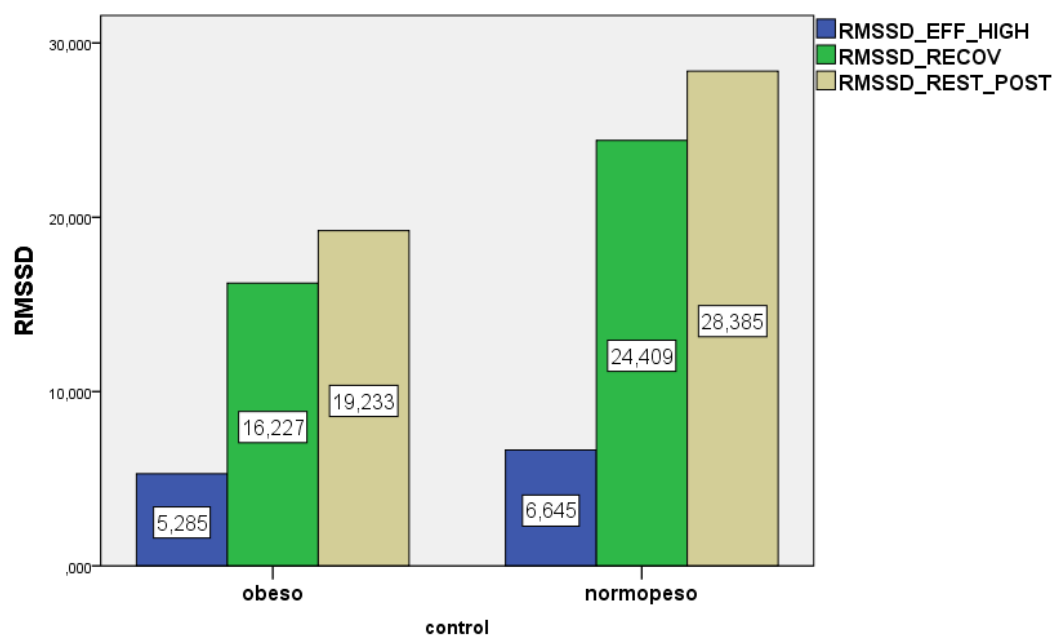


Figura 87 Evolución parámetro RMSSD a lo largo de las fases de esfuerzo, recuperación y reposo tras el esfuerzo

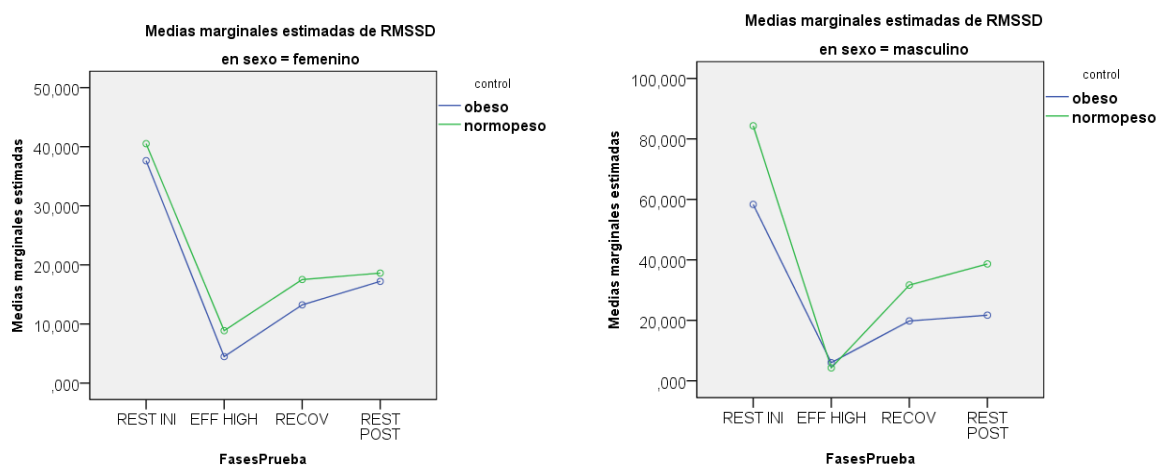


Figura 88 Evolución parámetro RMSSD separado por sexo y factor obesidad a lo largo de todas las fases

### 7.3.3.2. ANALISIS NO LINEAL A LO LARGO DE LAS FASES

En este caso se compararon variables de tipo dispersión (Poincaré SD1, SD2 y SD1/SD2) y medidas no lineales (*Sample Entropy: SampEn*, *Detrended Fluctuation Analysis*: alfa, alfa1 y alfa2, ver apartado información de estas variables en apartado 6.3.2.3.4).

Lo que se hizo fue comparar los valores de la dimensión no lineal en la fase Inicial (REST INI), en la Fase de Esfuerzo que va del 60% HRmax hasta final de la prueba (EFF\_HIGH), la fase siguiente de recuperación (RECOV) y la fase de reposo tras el esfuerzo a los 10 min (REST POST). Tras realizar un anova de medidas repetidas (GLM 5), los resultados obtenidos mostraron que:

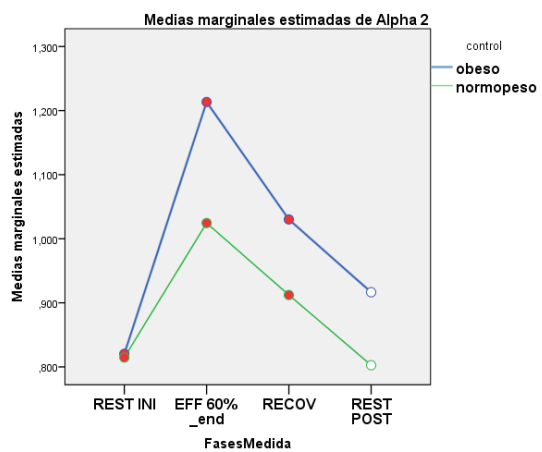
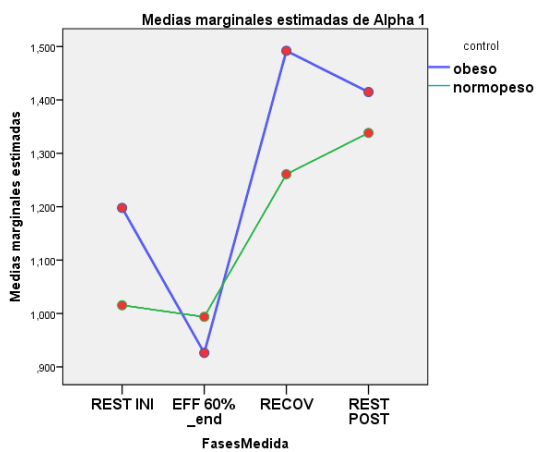
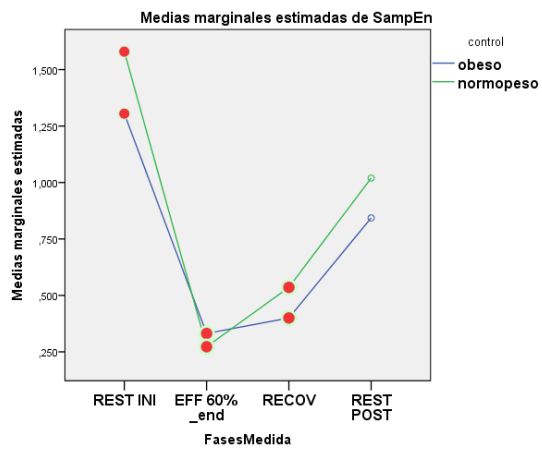
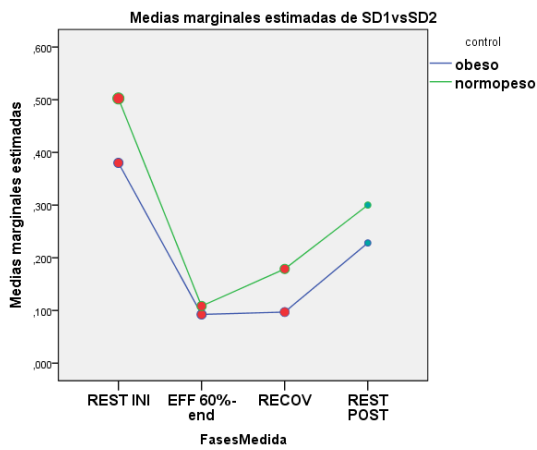
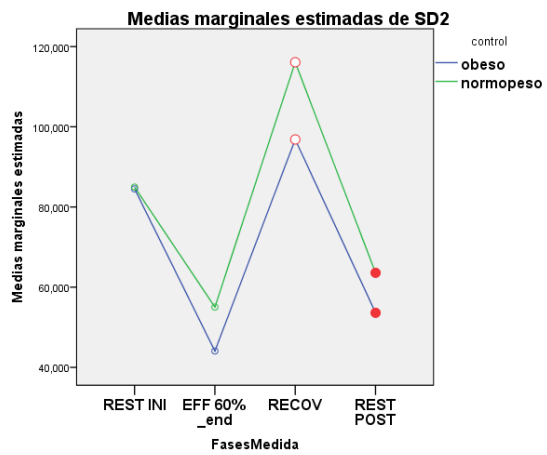
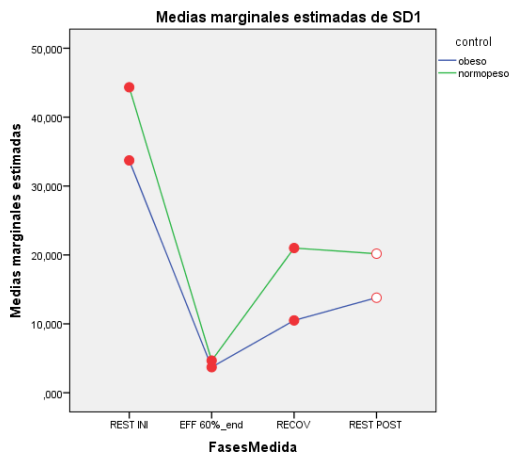
Respecto al efecto de la fase de esfuerzo en todo el grupo:

- Los *parámetros SD1v/SD2, SD2, SampEn, alfa y alfa2 mostraron diferencias significativas entre todas las fases consecutivas*, es decir, entre la fase de reposo y la fase de esfuerzo, entre la fase de esfuerzo y la fase de recuperación post esfuerzo y entre la fase de recuperación post esfuerzo y la fase de reposo post esfuerzo a los 10 min. Respecto a la variable SD2, en la Figura 89 podemos apreciar un descenso de su valor debido al esfuerzo con un aumento por encima del propio valor inicial tras el esfuerzo y una reducción de nuevo a un valor inferior al normal en la fase ya de reposo transcurridos 10 min. En el caso del SampEn se produjo una reducción en su valor debida al esfuerzo y una subida continua en la fase RECOV y REST\_POST, eso sí, con valores momentáneos inferiores a los iniciales. En el caso del factor alfa y el alfa 2 existe un aumento debido al esfuerzo que luego se redujo tras el esfuerzo y siguió descendiendo en la fase de reposo tras el esfuerzo.
- *Los parámetros alfa1 y SD1 mostraron diferencias significativas entre la fase de reposo inicial y la fase de esfuerzo y entre la fase de esfuerzo y la fase post esfuerzo* con una reducción del valor en el caso de SD1 debida al esfuerzo y un aumento tras el esfuerzo a niveles no tan altos como en el inicio en la fase de reposo pre (REST\_INI). En el caso del factor alfa 1 el valor descendió debido al esfuerzo y subió de nuevo a valores superiores incluso a los del inicio que se mantuvieron en la fase de reposo final REST\_POST (Figura 89).

Respecto a las diferencias en la evolución del grupo obeso y normo peso:

- *Existieron diferencias significativas en todos los parámetros no lineales en el grupo obeso y normopeso en relación a la evolución de estos parámetros entre fases, ya sea en una o varias de esas transiciones de una fase a otra*. En la Figura 89 se pueden apreciar estas diferencias y en que transiciones entre fases se localizaron diferencias significativas (puntos rojos). Cabe reseñar el descenso que se produjo en la entropía asociado al esfuerzo, que apareció más acentuado en el grupo normo peso pero con una recuperación del valor también más acentuada en este grupo en las fases de recuperación tras el esfuerzo (RECOV) y de reposo tras el esfuerzo (REST\_POST). También parece significativa la dinámica mucho más abrupta en la variación del parámetro alfa 1 en el grupo obeso, en el que descendió más debido al esfuerzo pero también se incrementó en mayor medida al cesar el esfuerzo. También se produjo una variación en el parámetro alfa 2 en el grupo obeso pero en sentido inverso al parámetro alfa 1, ya que alfa 2 aumenta más en el grupo obeso y desciende luego en mayor medida al cesar el esfuerzo. En el parámetro SD1 se produjo un mayor

descenso en el grupo normo peso debido al esfuerzo pero con un incremento a posteriori mayor al cesar el esfuerzo.



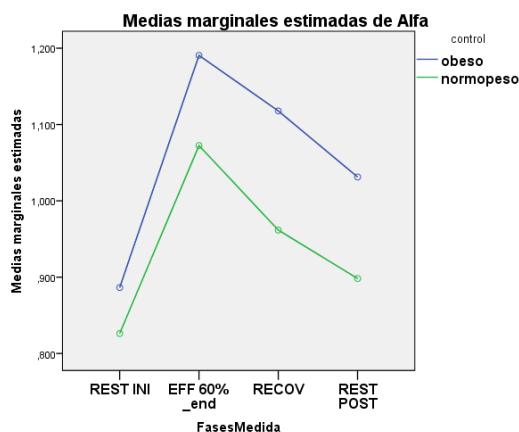


Figura 89 Evolución parámetros no lineales durante fases de variabilidad cardiaca separados por factor obesidad (puntos rojos delimitan transiciones entre fases con diferencias significativas fase esfuerzo \* obesidad).

Respecto al efecto combinado de la fase de esfuerzo en el grupo masculino y femenino:

- Existieron diferencias significativas en la evolución en las fases en el grupo masculino y el grupo femenino en la relación  $SD1$  vs  $SD2$  (entre la fase de REST INI y EFF\_HIGH) y los parámetros alfa (entre EFF y RECOV),  $\alpha_1$  (entre las fases de REST\_INI y EFF\_HIGH y entre EFF\_HIGH y RECOV) y  $\alpha_2$  (entre la fase de REST INI y EFF\_HIGH).

Respecto al efecto de la fase de esfuerzo combinando el efecto del sexo y la obesidad:

- Existieron diferencias significativas en la evolución en las fases entre el grupo masculino y el grupo femenino y entre el grupo obeso y normo peso en la Entropía (entre las fases de RECOV y REST POST),  $\alpha_1$  (entre las fases de REST INI y EFF y entre EFF y RECOV) y  $\alpha_2$  (entre la fase de REST INI y EFF).

### 7.3.3.3. VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA Y EL TIEMPO-FRECUENCIA DURANTE LA FASE DE ESFUERZO Y LA FASE DE RECUPERACION POST-EJERCICIO

En este caso aplicaremos técnicas reseñadas anteriormente para estudiar la variabilidad cardiaca de ambos grupos (obeso y normo peso) durante todo el intervalo de tiempo que duró la fase de Esfuerzo (EFF) y los 5 minutos siguientes de Recuperación Post-ejercicio (RECOV). Hay que decir, como se explicó en el capítulo de métodos (ver apartado 6.1.2), que los participantes realizaron un test de esfuerzo submáximo de Balke en cinta de correr y al llegar al límite pararon inmediatamente, colocándose de nuevo un una posición sentada idéntica a la mantenida en la fase de reposo inicial.

Recordemos como se ha comentado anteriormente, que una de las técnicas empleadas en este apartado serán las de tiempo frecuencia que realizan un análisis a lo largo del tiempo de las componentes frecuenciales de la variabilidad cardiaca (ver apartado 6.3.2.3.3 para una mayor

explicación). En la Figura 90 se puede ver la herramienta de análisis HRVAS adaptada por el doctorando para realizar este tipo de análisis en tiempo frecuencia mediante tres métodos:

- Método de Burg
- Método de Lomb Scargley
- Método por medio de Wavelets

Más adelante se compararán estos tres métodos posibles de análisis. Estos métodos permiten obtener los principales parámetros de análisis en frecuencia de variabilidad cardiaca (nLF, nHF, aLF, aHF, aTotal, LFHF, peakLF y peakHF) tanto en su forma de valor promedio de toda la fase analizada como en un valor que evoluciona en el tiempo  $f(t)$ . Al presentar también valores promedio durante la fase podremos seguir comprándolos con los valores en frecuencia calculados por los métodos habituales del análisis en el dominio de la frecuencia y además presentar estos parámetros en una nueva forma que evoluciona en el tiempo.

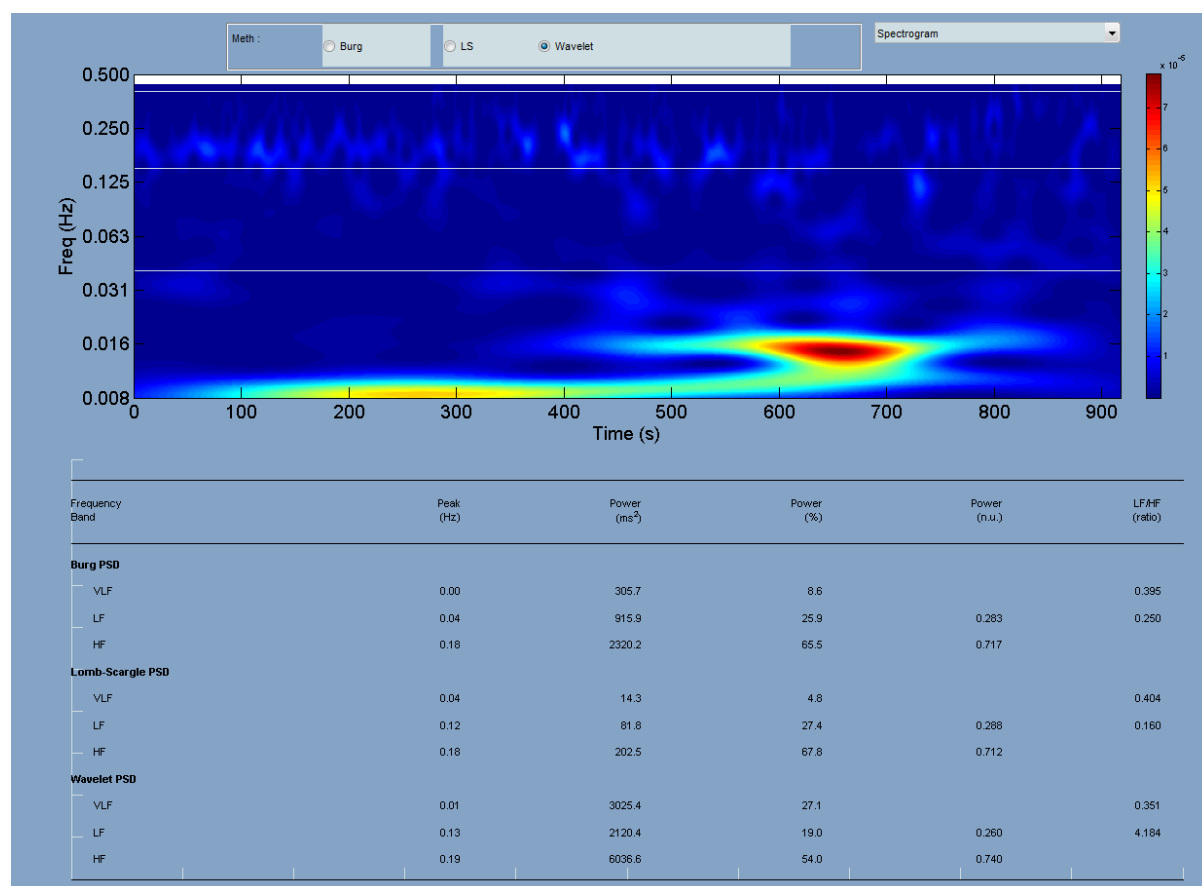


Figura 90 Herramienta HRVAS calculando HRV de un niño en el dominio tiempo-frecuencia durante la fase de esfuerzo

### 7.3.3.3.1. COMPARACIÓN EN LA DIMENSIÓN EN FRECUENCIA EN LA FASE DE ESFUERZO CON LA BANDA HF AMPLIADA

En este apartado se va a comparar el valor que relaciona la banda LF y HF en la fase de esfuerzo máximo (EFF\_HIGH: intervalo que va desde el 60% del HRmax hasta el final de la prueba de esfuerzo); este valor será comparado para los 6 métodos posibles que lo calculan:



los tres métodos de análisis de frecuencia (Welch, Burg y Lomb Scargley) y los tres métodos de Tiempo frecuencia que también se calculan en el paquete software actualizado en la Tesis. (Periodograma de Burg, Periodograma de Lomb Scargley y Análisis con Wavelet) (ver apartado 6.3.2.3).

### BANDA HF MODIFICADA

Hasta ahora siempre se ha trabajado con el rango estándar establecido para la banda de alta frecuencia HF ((Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996). Sin embargo en este caso se ha optado por comparar estos parámetros teniendo también en cuenta dos rangos de frecuencia diferentes para la banda HF, la banda habitual que se ha empleado hasta ahora que va desde los 0,15 Hz hasta los 0,4 Hz y una banda modificada que varía el límite superior de la banda HF según la frecuencia máxima respiratoria detectada para cada individuo (este actualización de la banda HF se emplea para tratar de incluir en esta banda el efecto que tiene la arritmia sinusal durante el esfuerzo sobre la señal de HRV y que en esfuerzo excede el límite normal empleado para la banda HF) (Cottin et al. 2004).

Se realizó un anova de medidas repetidas con dos dimensiones, por un lado una dimensión con los diferentes métodos de análisis (recordemos, los tres métodos de frecuencia y los tres métodos de tiempo frecuencia) y por otro lado una dimensión con los dos tipos de bandas (HF habitual y HF modificada). Se tomo como en otros casos, el factor obesidad para comparar el grupo obeso frente al grupo normo peso.

Lo que los resultados mostraron respecto al valor del parámetro LFHF en la fase de esfuerzo (Figura 91 y anexos 12-363), fue que:

- Existieron *diferencias significativas* (\*\*\*  $F(1,97): 336,25$ ) en el valor de LFHF según elijamos la banda habitual HF o una banda HF modificada a la frecuencia máxima respiratoria como límite superior. En el caso de la banda ampliada el valor LFHF se redujo.
- Existieron *diferencias significativas* (\*\*  $F(1,97): 12,87$ ) entre el valor LFHF con las dos bandas si tenemos en cuenta el factor obesidad, en este caso para la banda normal, el valor LFHF es mayor en el grupo obeso (LFHF:3,48) que en el normo peso (LFHF: 2,87) mientras que en el caso de usar la banda HF ampliada el valor del grupo normo peso es mayor (LFHF: 1,27) que el del grupo obeso (LFHF: 1,1).
- Existieron *diferencias significativas entre el parámetro LFHF calculado por cada uno de los métodos pero no existieron diferencias en la variación debida al factor de obesidad* entre los diferentes métodos. En concreto el método de Burg fue el que menos diferencias presentó con el resto de métodos.

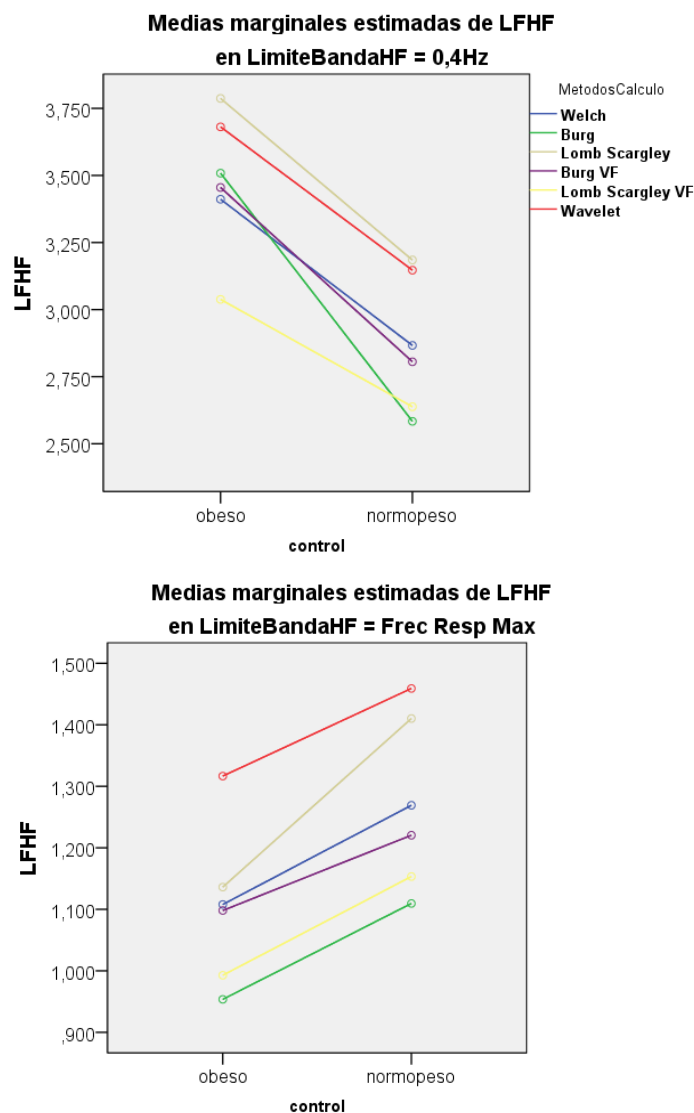


Figura 91 Valor LFHF en la fase de esfuerzo máximo para diferentes bandas HF (arriba: banda HF habitual, abajo: banda HF modificada) con líneas separadas por cada método de análisis y por en columnas por el factor obesidad

Respecto al resto de parámetros calculados, los resultados (Figura 92, Figura 93 y Figura 94) reflejaron las siguientes conclusiones:

- Existieron *diferencias significativas* ( $***F(1,97):1012,86$  para  $nHF$  y  $***F(1,97):998,17$  para  $nLF$ ) en el valor de la energía  $aHF$ ,  $aLF$  y de los valores normalizados  $nHF$  y  $nLF$  según elijamos el rango de medida clásico HF o un rango HF aumentado a la frecuencia máxima respiratoria como límite superior. En el caso de la banda HF ampliada el valor  $aHF$  se aumentó al aumentar el rango de medida de esta banda y el valor de la banda  $aLF$  se redujo. El mismo efecto sucedió en los valores normalizados.

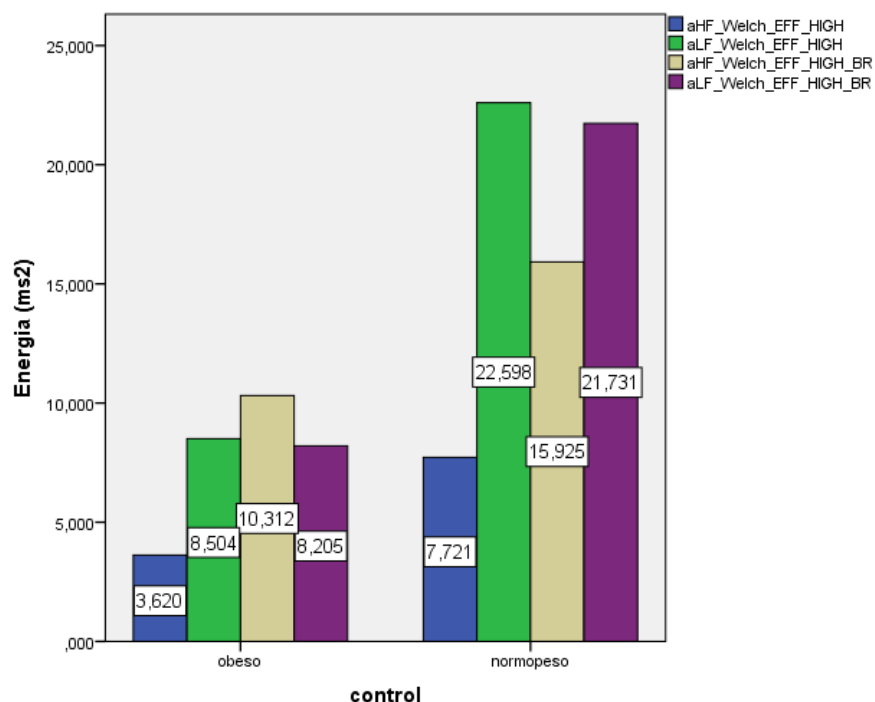


Figura 92 Bandas energía aLF y aHF en la fase de esfuerzo máximo teniendo en cuenta las dos bandas posibles

- Respecto a la *energía Total* también se apreciaron diferencias significativas si se aumentaba la banda HF ( \*\*\*  $F(1,97)$ : 69,22), siendo mayor la energía recibida al aumentar el rango de medida en esta banda.
- Se produjo un *desplazamiento significativo del pico de Frecuencia de la banda HF al aumentar el rango* ( \*\*\*  $F(1,97)$ : 470), siendo mayor este valor (0,49Hz vs 0,23Hz) cuando se calcula con la banda ampliada.
- Existieron *diferencias significativas* ( \*\*\*  $F(1,97)$ : 32,44), entre el valor normalizado nHF si tenemos en cuenta el factor *obesidad*, en este caso para la banda normal, el valor nHF es menor en el grupo obeso que en el normo peso (nHF: 0,26 vs 0,28) mientras que en el caso de usar la banda HF ampliada, los valores son mayores en general como ya se ha comentado en un punto anterior pero además el valor del grupo obeso es mayor que el del grupo normo peso (nHF:0,51 vs 0,45).
- También existieron *diferencias significativas* ( \*\*\*  $F(1,97)$ : 39,55), entre el valor *pico máximo de la banda HF en los dos rangos si tenemos en cuenta el factor obesidad*, en este caso para la banda habitual este valor fue bastante similar (obeso: 0,22 Hz vs normo peso: 0,24 Hz), mientras que en el caso de usar la banda HF ampliada , los valores fueron mayores en general como ya se ha comentado en un punto anterior pero además el valor del grupo obeso fue significativamente mayor que el del grupo normo peso (0,56 Hz vs 0,43 Hz).
- Respecto a la comparación de los métodos empleados, decir que existieron *diferencias significativas entre los valores normalizados nHF y nLF por cada uno de los métodos pero no existieron diferencias en la variación debida al factor de obesidad* entre los diferentes métodos. Si tenemos en cuenta las diferencias entre los métodos significativos para cada una de las variables, el método de Burg, ya sea en

modo de periodograma o ventanado es el que menores diferencias presentó con el resto y el que más diferencias presentó fue el método de las Wavelets.

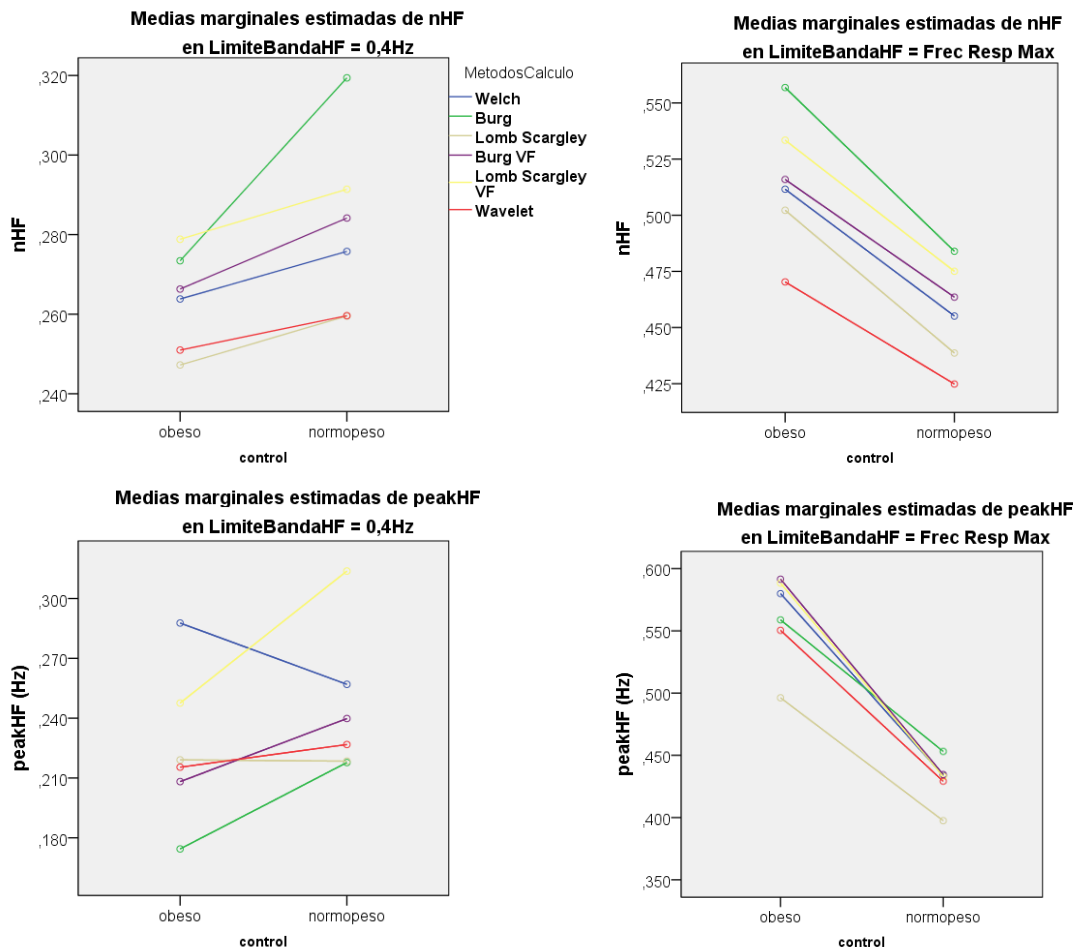


Figura 93 Valores de nHF y peakHF para los 6 métodos posibles de CÁLCULO y con los dos rangos diferentes en la banda HF en la fase de esfuerzo Submáxima

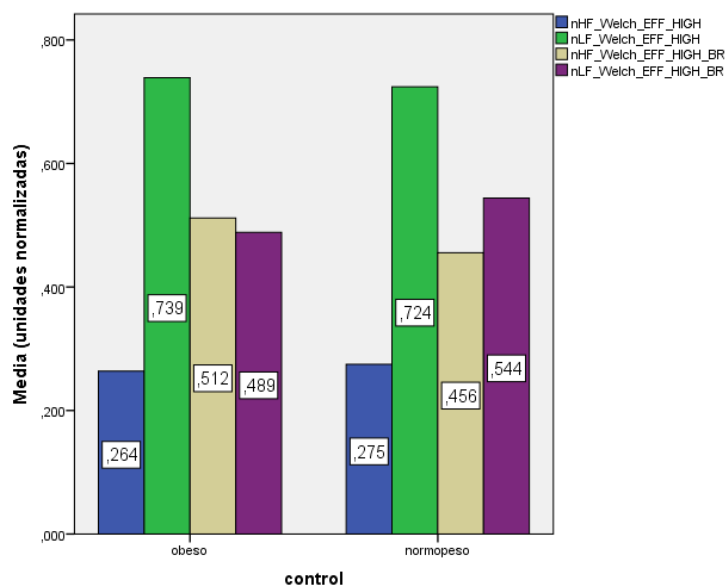


Figura 94 Comparativa medias bandas LF y HF normalizadas

### EVOLUCIÓN TEMPORAL DE VALORES LF Y HF DURANTE EL ESFUERZO

En la Figura 95 se puede apreciar la evolución con el tiempo de los porcentajes de activación de las bandas de frecuencia de variabilidad cardiaca en 4 casos de niños específicos. Estos casos de diferentes individuos recogen 4 tipologías de niño diferenciadas:

1. Por un lado tendremos dos perfiles de niño obeso, el *niño obeso que tiene una mala condición aeróbica* y
2. El *niño obeso con una buena condición aeróbica* (determinada por el pico de oxígeno obtenido durante la prueba). Este caso es menos normal dentro de la población obesa pero se da en algunos casos.
3. Por otro lado tenemos dos casos de niño normo peso, un *niño normo peso con una buena condición aeróbica* (el caso más habitual en esta población) y
4. Un *niño normo peso con una mala condición aeróbica* (caso este también menos usual).

De los datos que se reflejan en la Figura 95, se puede apreciar como existieron diferencias claras en cada una de las 4 señales, en el caso de los dos perfiles de buena condición Física de la fila superior (tanto obeso: izqda. como normo peso: dcha.). Se puede observar como el momento en el que la banda LF, empieza a decaer bruscamente con respecto a la HF se retrasa más en el tiempo que en el caso de los casos de mala condición física de la fila inferior donde esta caída se produce antes. No era el objetivo de esta tesis profundizar de momento en este aspecto del análisis más detallado de la evolución temporal de estos parámetros pero se resalta este aspecto que deberá ser tenido en cuenta en futuros trabajos a realizar dentro de la línea de investigación abierta por esta tesis.

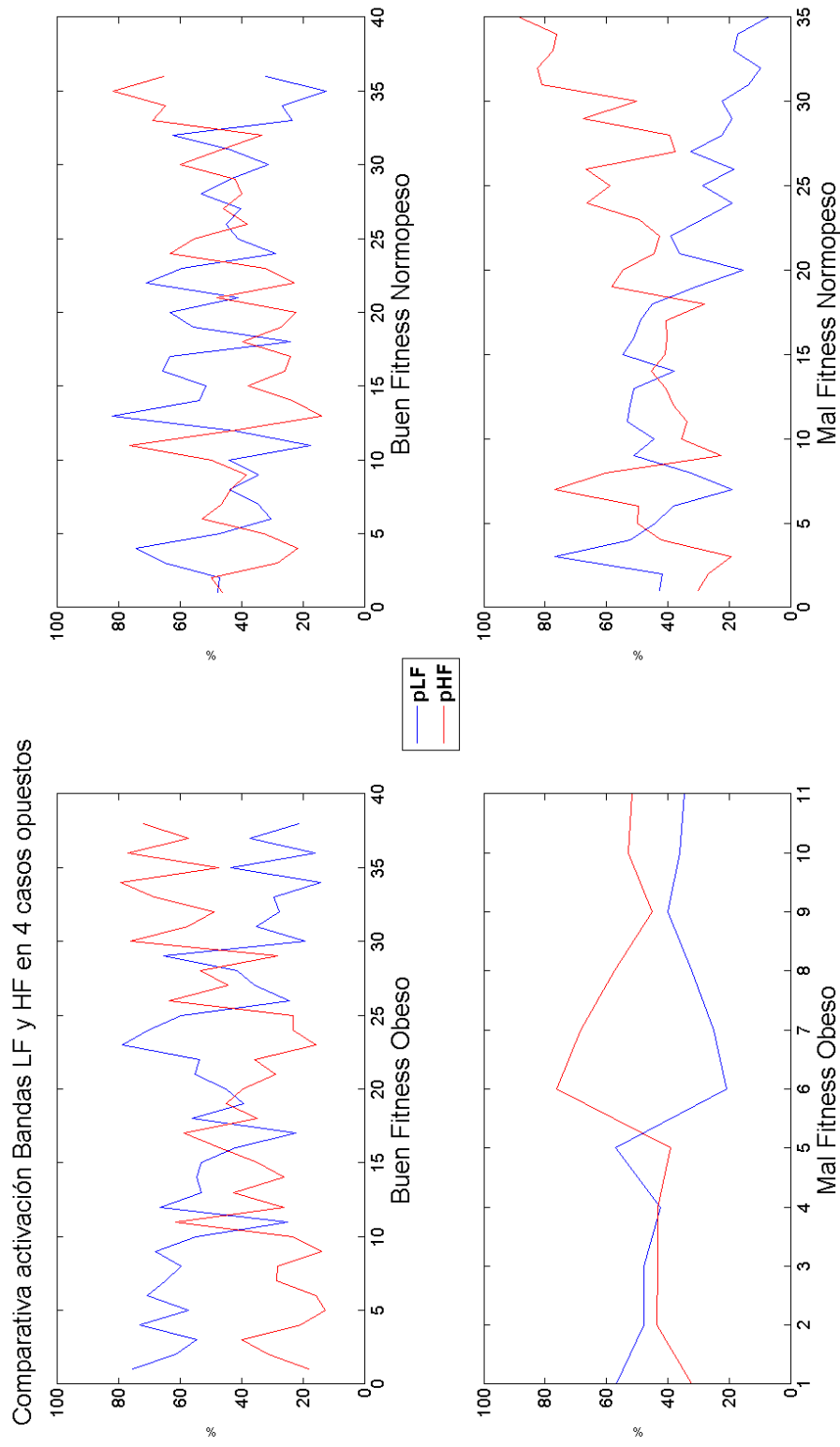


Figura 95 Comparativa valores de las bandas pHF y pLF durante toda la prueba de esfuerzo en los 4 casos tipo de usuarios (arriba izda.: obeso con buen nivel aeróbico, arriba dcha.: normo peso con buen nivel aeróbico, abajo izqda.: obeso con mal nivel aeróbico, abajo dcha.: normo peso con mal nivel aeróbico).

### 7.3.3.3.2. COMPARATIVA DE VALOR EN TIEMPO FRECUENCIA DEL RATIO LFHF

Gracias a la medida instantánea del parámetro LFHF que ofrecen los métodos tiempo frecuencia, un nuevo índice puede ser calculado llamado ratio del LFHF (**rLFHF**) (Carvalho et al. 2003). Este índice (ver página 6-108), permite representar el equilibrio global entre el simpático y el parasimpático. Si nos imagináramos una línea en torno a una relación LFHF=1 sobre esa línea (LFHF>1) existiría una dominancia del simpático y por debajo de ella (LFHF < 1) habría una dominancia parasimpática. El ratio LFHF se obtiene como la relación entre el área por encima de la línea LFHF=1 y el área por debajo en un intervalo definido de tiempo. En este caso vamos a calcular este factor en la zona de esfuerzo y comparar su resultado para cada uno de los métodos tiempo frecuencia que lo calculan, que son el de Burg y el de Lomb Scargley.

Haremos lo mismo que en el caso anterior, compararemos el valor teniendo en cuenta los dos tipos de bandas HF posibles, la banda clásica HF con un límite superior en la banda de 0,4 Hz y una banda HF ampliada con un límite superior delimitado por la frecuencia máxima de respiración obtenida en la prueba. En la Figura 96 se pueden apreciar los resultados obtenidos en los que se encontró que:

- Existieron *diferencias significativas en el cálculo del rLFHF según tomemos la banda normal HF o la banda ampliada HF (\*\* F(1,97): 84,76)*; en el caso de tomar la banda ampliada el valor se redujo (por debajo de 1) mostrando dominancia parasimpática puesto que la componente de HF aumentaba considerablemente mientras que en el caso de banda clásica el valor estuvo claramente por encima de 1 mostrando dominancia simpática.
- *Solo existieron diferencias significativas debidas al factor obesidad en el rLFHF calculado con el método tiempo frecuencia de Lomb Scargley y en la banda ampliada (\* F(1,97): 5,91)*, siendo en este caso mayores los valores en el grupo normo peso que en el obeso.
- *No existieron diferencias significativas debidas al sexo en este parámetro.*

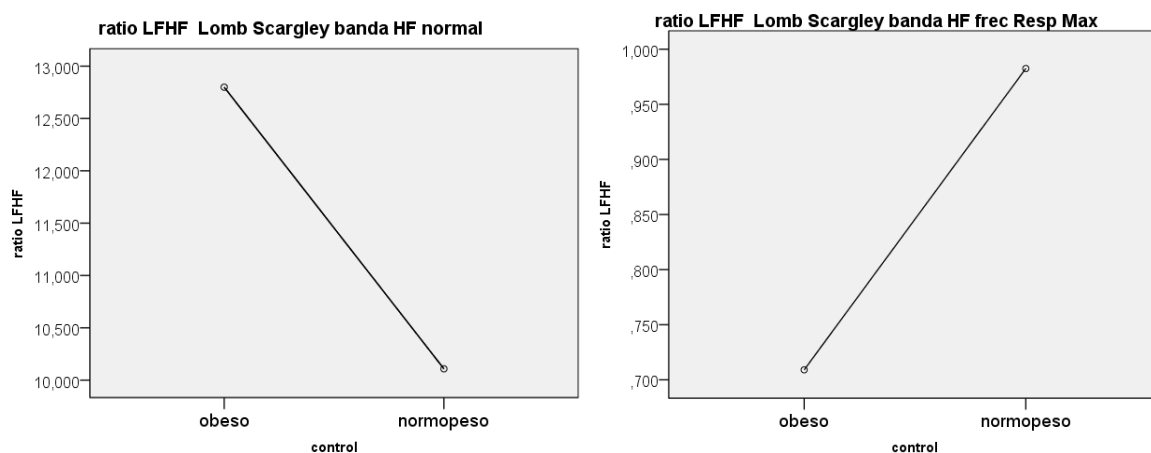


Figura 96 Comparación ratio LFHF calculado por métodos de tiempo frecuencia (en esta caso Lomb Scargley) para una banda de frecuencia HF clásica (izqda.) y una banda HF ampliada a la frecuencia máxima respiratoria (dcha.)

### 7.3.3.4. COMPARATIVA FINAL DE LAS PRINCIPALES VARIABLES DE VARIABILIDAD CARDIACA EN FRECUENCIA A LO LARGO DE TODAS LAS FASES DE LA PRUEBA

Debido al uso común en la mayoría de trabajos del método de Welch, de la fácil interpretación que presenta el método de Burg debido a basarse en modelos paramétricos y de la robustez a la no estacionalidad presente en las señales de HRV en esfuerzo que presenta el método de Wavelet ((Aubert et al. 2003), en este apartado se van a estudiar a modo de resumen las evoluciones de los parámetros en frecuencia de variabilidad cardiaca obtenidos con estos tres métodos (Welch, Burg y Wavelet).

#### MÉTODO DE WELCH

A la vista de los resultados que se muestran en la Figura 97 se puede reseñar que:

- Si tenemos en cuenta todo el grupo completo de población, *existieron diferencias significativas en todas las variables a lo largo de todas las fases* (ver anexos para datos del anova: 12-363)
- Teniendo en cuenta el *factor obesidad*, *existieron diferencias significativas en el parámetro nHF, nLF, aLF(energía absoluta banda LF), peakHF, LFHF y aTotal(energía Total)*. En concreto cabe destacar que en el caso de los parámetros normalizados existe un mayor descenso del valor de la banda HF normalizada y por tanto un aumento mayor de la banda LF normalizada debida al esfuerzo en el grupo normo peso, no obstante al cesar el esfuerzo también se produce una mayor aumento de la acción parasimpática en el grupo normo peso que en el grupo obeso en el que la banda simpática sigue predominando. Este cambio se refleja también en la diferencia clara en el rLFHF que en el grupo normo peso se reduce drásticamente tras el esfuerzo acercándose al punto de equilibrio entre la activación de la banda LF y HF (este valor coincidiría con un LFHF = 1) mientras que en el grupo obeso incluso aumenta levemente (LFHF > 3.5). Respecto a la energía total de la variabilidad cardiaca decir que esta se reduce drásticamente de igual manera en ambos grupos como era de esperar (Aubert et al. 2003), pero donde si se aprecian diferencias significativas es en la recuperación de la energía total tras el esfuerzo siendo su recuperación mayor en el grupo normo peso tanto en los primeros minutos de recuperación como en la fase posterior de reposo (Figura 100).
- Teniendo en cuenta el *factor del sexo en combinación con el factor de la obesidad*, *decir que existieron diferencias significativas en las variables nHF, nLF, peakHF*; respecto a las variables nHF y nLF (Figura 98 y Figura 99), reseñar que las diferencias debidas al sexo dentro de los grupos obeso y normo peso se dan en las bandas HF y LF entre la fase de reposo y la fase de esfuerzo en las que el grupo femenino, tanto obeso como normo peso no presentan muchas diferencias en su evolución, mientras que en el grupo masculino, existe un claro mayor descenso del valor nHF y aumento del nLF en el grupo normo peso que en el obeso el cual presenta un comportamiento similar al de la población femenina.



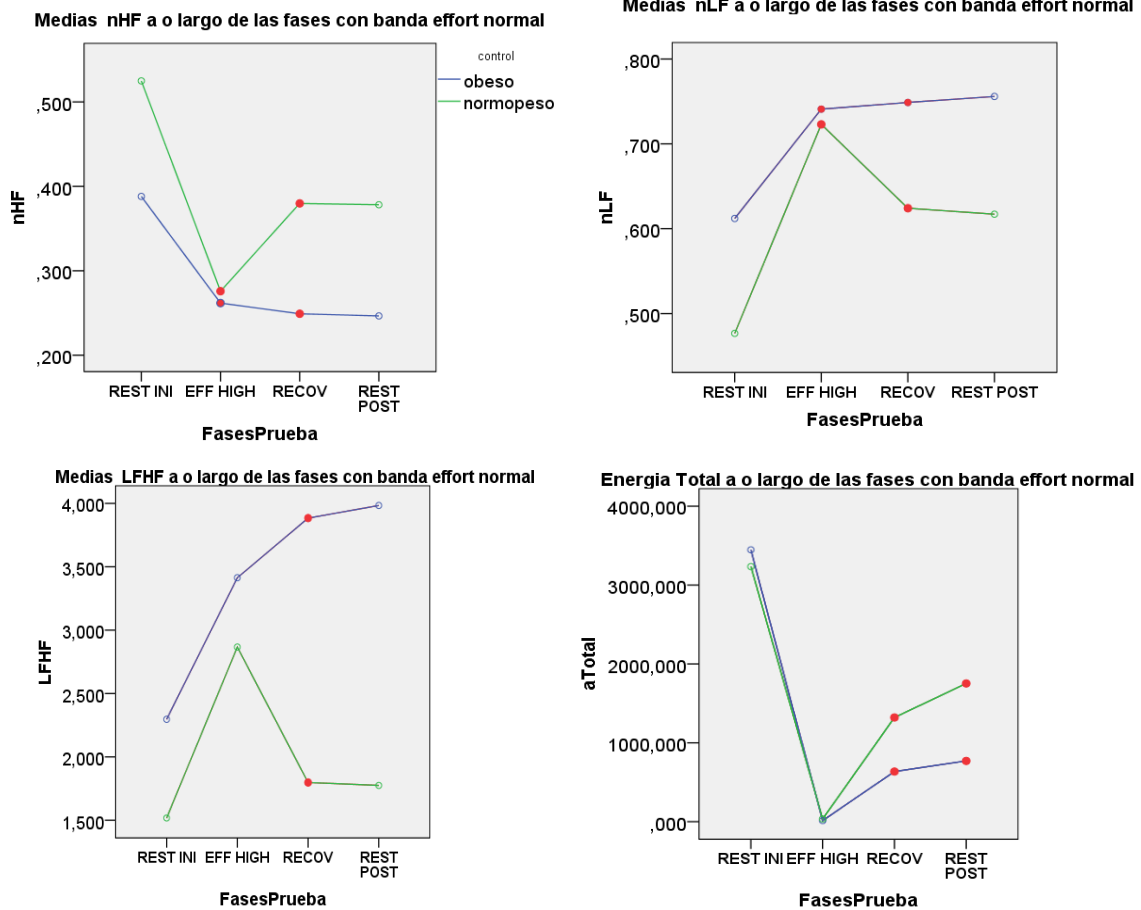


Figura 97 Respuesta en frecuencia por el método de Welch de variabilidad cardiaca durante las fases del estudio C (en puntos rojos las diferencias significativas entre esa fase y la anterior teniendo en cuenta el factor obesidad)

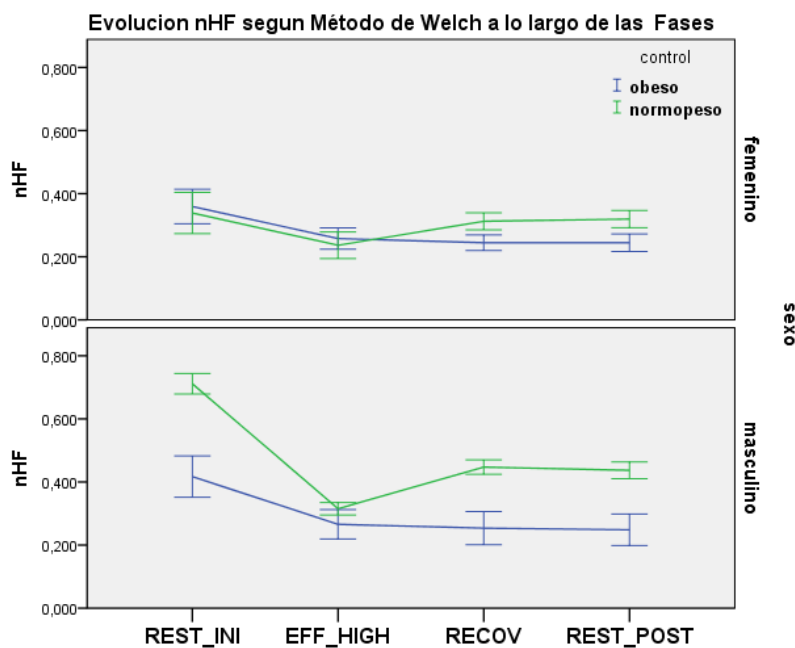


Figura 98 Evolución del parámetro nHF separados por sexo y grupo (obeso/normo peso)

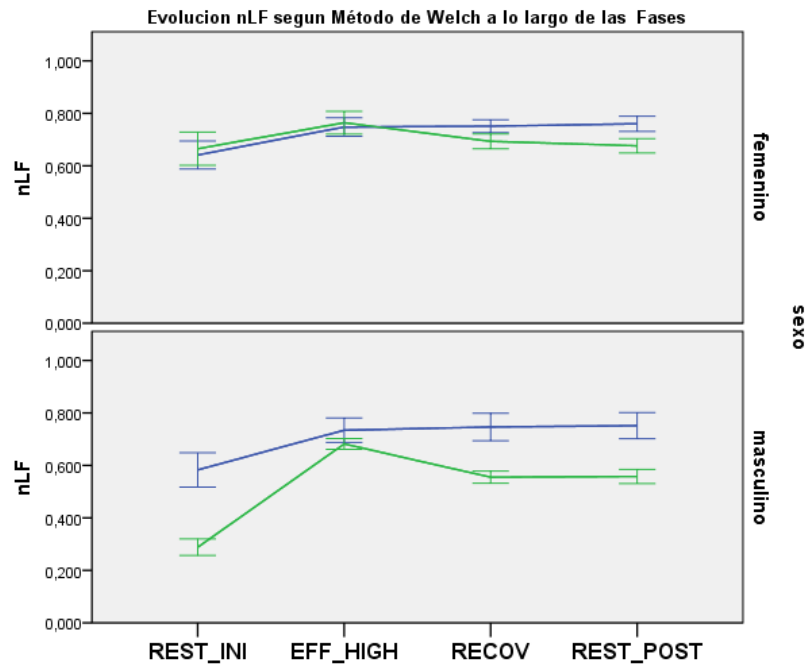


Figura 99 Evolución del parámetro nLF separados por sexo y grupo (obeso/normo peso)

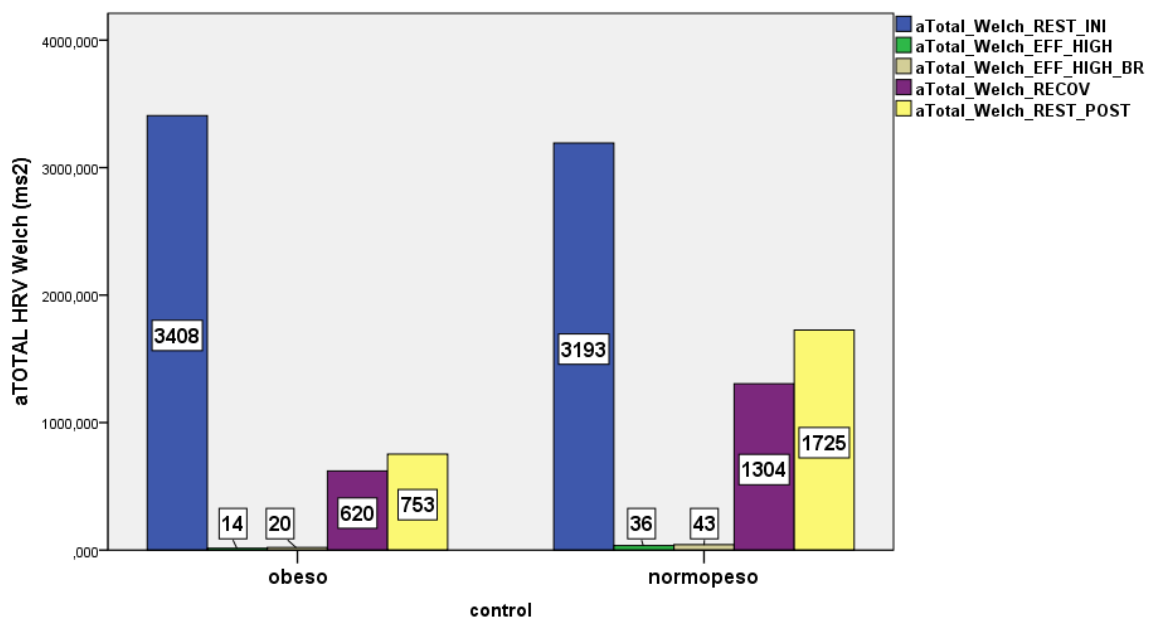
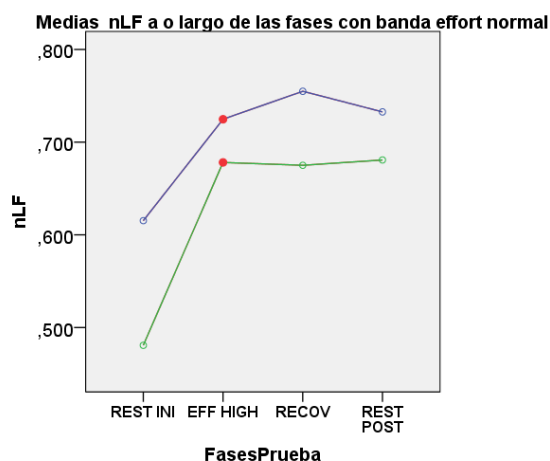
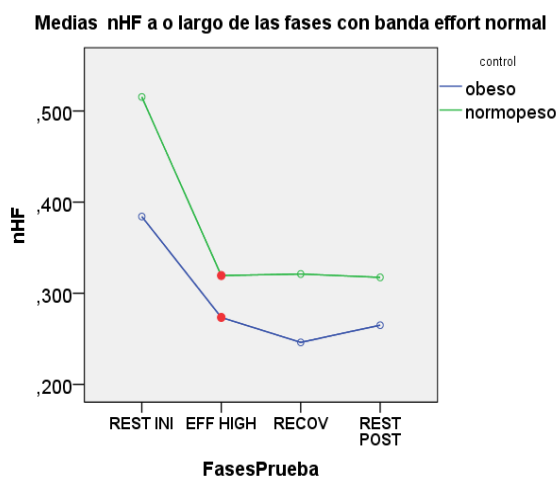


Figura 100 Comparativa de la energía total de la señal hrv durante las fases (incluyendo las dos opciones de esfuerzo con banda HF normal y ampliada)

### MÉTODO DE BURG

De la misma manera que en el caso del método de Burg (Figura 101), se puede reseñar que:

- Al igual que en Welch, *existieron diferencias significativas en todas las variables a lo largo de todas las fases*
- Teniendo en cuenta el *factor obesidad*, *existieron diferencias significativas en el parámetro nHF, nLF, aLF (energía absoluta banda LF), peakHF y aTotal (energía Total)*. Respecto a los valores nHF y nLF, a diferencia del método de Welch solo existió un mayor descenso del valor de la banda HF normalizada y por tanto un aumento mayor de la banda LF normalizada debida al esfuerzo en el grupo normo peso y no existieron diferencias al recuperar. En este método a diferencia de Welch no existieron diferencias significativas ( $F(1,282) p: 0.063$ ) aunque si se aprecian visualmente en el ratio LFHF, comprobándose que en el grupo normo peso se redujo drásticamente el valor LFHF tras el esfuerzo acercándose al punto de equilibrio entre la activación de la banda LF y HF mientras que en el grupo obeso incluso aumentó levemente ( $LFHF > 3.5$ ). Respecto a la energía total de la variabilidad cardiaca decir que esta se comporta de manera muy similar al método de Welch aunque en este caso solo se aprecian diferencias significativas en la recuperación, en la fase de reposo post esfuerzo.
- Teniendo en cuenta el *factor del sexo en combinación con el factor de la obesidad*, *decir que existieron diferencias significativas en las variables nHF, nLF, peakHF y peakLF*; en este caso se añaden diferencias también en peakLF frente al método de Welch, respecto a las variables nHF y nLF las variaciones que se presentan son muy similares a las obtenidas por el método de Welch (Figura 102 y Figura 103).



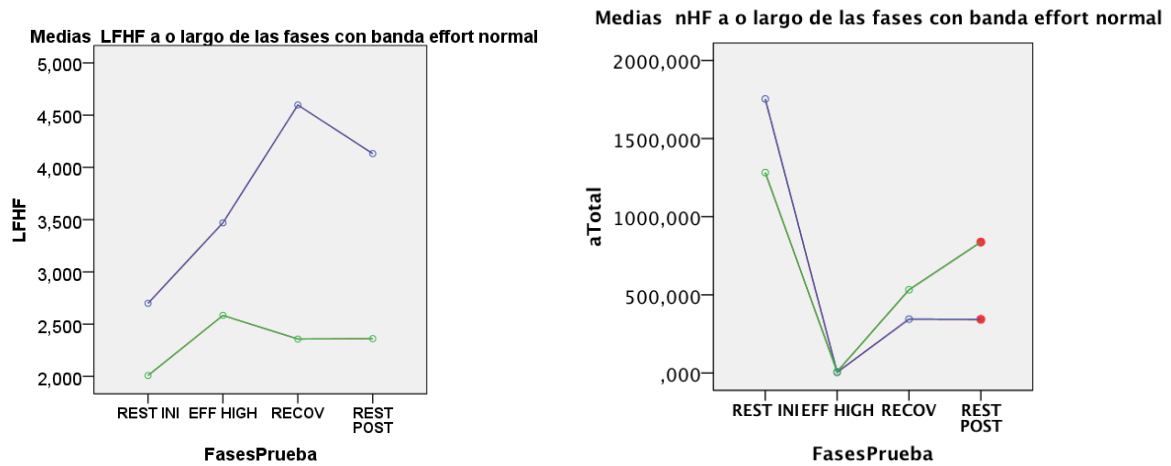


Figura 101 Respuesta en frecuencia por el método de Burg de variabilidad cardiaca durante las fases del estudio C (en puntos rojos las diferencias significativas entre esa fase y la anterior teniendo en cuenta el factor obesidad).

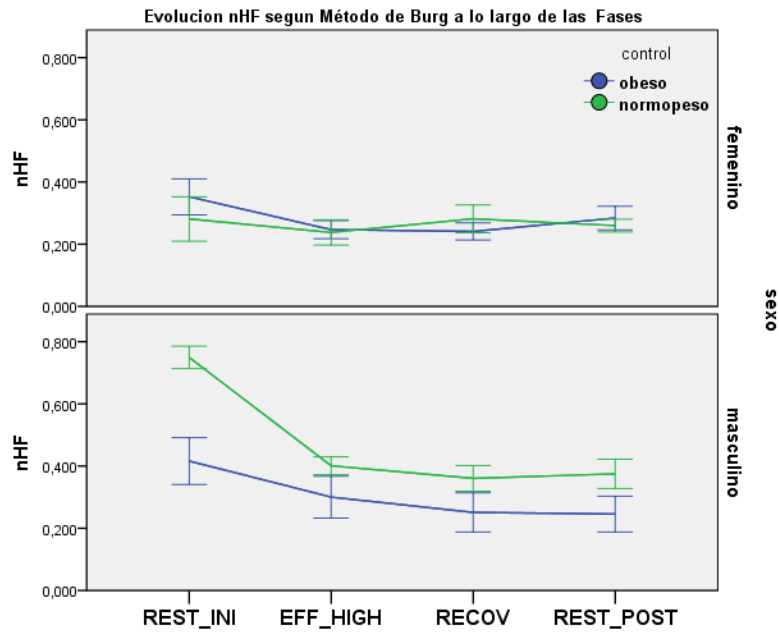


Figura 102 Evolución parámetro nHF separado por sexo y grupo.

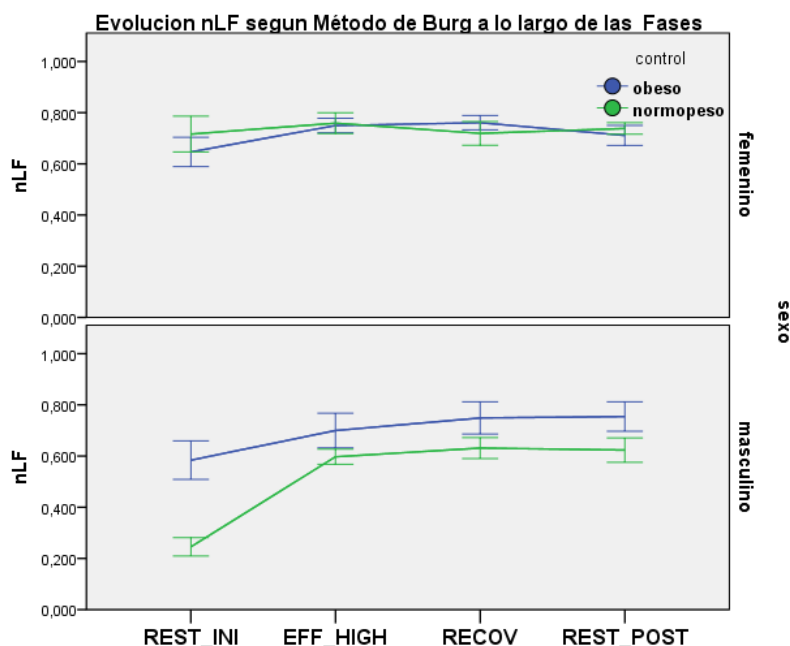


Figura 103 Evolución parámetro nLF separado por sexo y grupo.

### MÉTODO DE WAVELET

Como último método a comparar, se describe un método de tiempo-frecuencia como es del cálculo mediante wavelets (Figura 104). Si comparamos los resultados con los métodos anteriores se puede reseñar que:

- Al igual que en Welch y Burg, *existieron diferencias significativas en todas las variables a lo largo de todas las fases teniendo en cuenta la muestra completa.*
- Teniendo en cuenta el *factor obesidad*, *existieron diferencias significativas en el parámetro nHF, nLF, aLF (energía absoluta de la banda LF), peakHF, LFHF y aTotal (energía Total).* En este caso los resultados de este método coincidieron en su respuesta con el método de Welch de una manera muy similar (mismas coincidencias de variables y fases en las que existieron diferencias significativas).
- Teniendo en cuenta el *factor del sexo en combinación con el factor de la obesidad*, *decir que existieron diferencias significativas en las variables nHF, nLF, peakHF y peakLF;* en este caso se añadieron también diferencias en peakLF frente al método de Welch tal como pasó en el método de Burg, con respecto a las variables nHF y nLF, las variaciones que se presentaron fueron muy similares a las obtenidas por el método de Welch (Figura 105 y Figura 106).

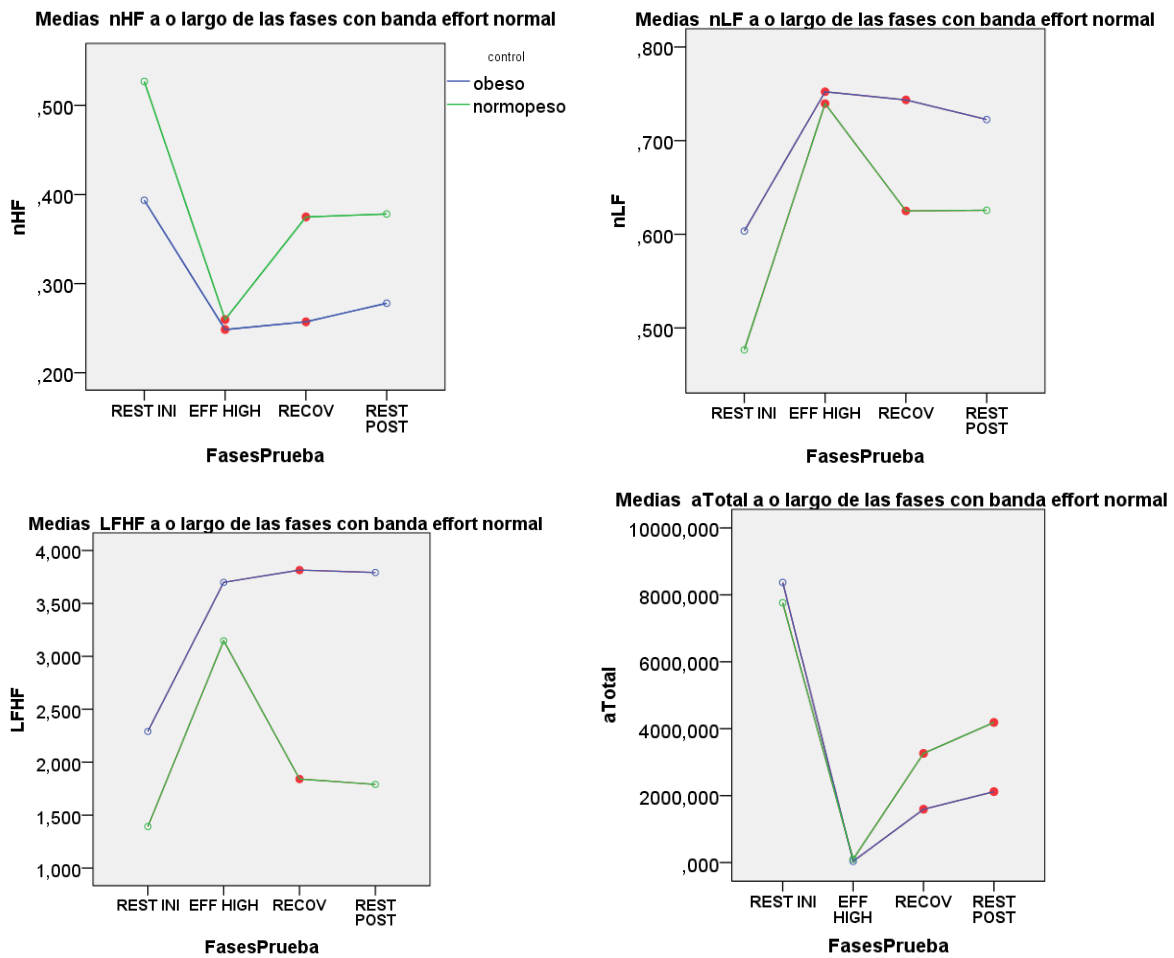


Figura 104 Respuesta en frecuencia por el método de Wavelets de variabilidad cardiaca durante las fases del estudio C (en puntos rojos las diferencias significativas entre esta fase y la anterior teniendo en cuenta el factor obesidad)

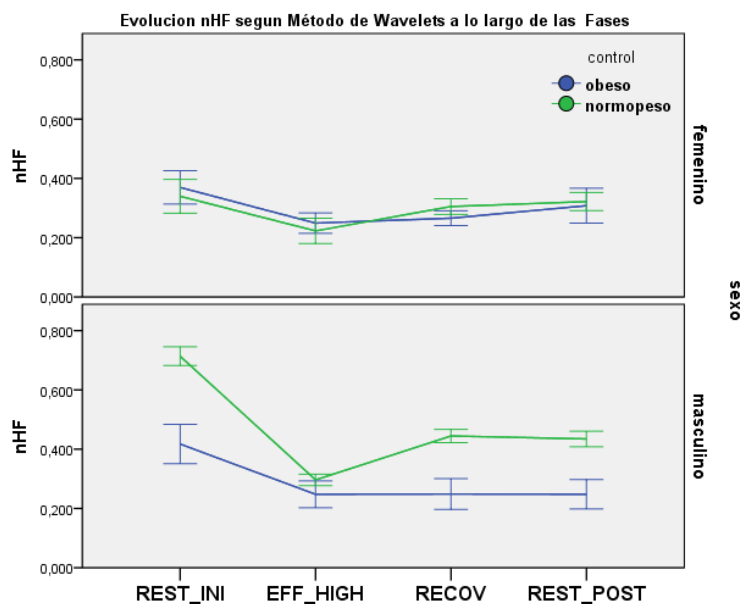


Figura 105 Evolución parámetro nHF separado por sexo y grupo (obeso/normo peso)

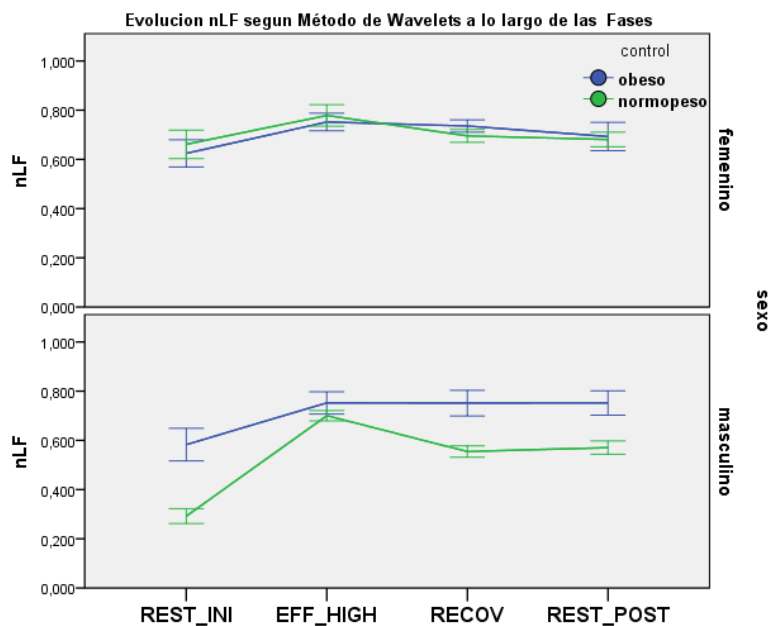


Figura 106 Evolución parámetros nHF y nLF separados por sexo y grupo obeso y normo peso

### RELACIONES DE LOS PARÁMETROS DE VARIABILIDAD CARDIACA CON LAS PRINCIPALES MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS, DE COMPOSICIÓN CORPORAL Y DE CONDICIÓN AERÓBICA REGISTRADAS EN LA PRUEBA

En cuanto a las relaciones que existieron entre los parámetros que se asocian con la obesidad y la variabilidad cardiaca, se buscaron correlaciones de Pearson entre las principales medidas antropométricas, de composición corporal y de condición aeróbica registradas en la prueba (ver apartados 7.3 y 7.3.1). Para determinar la condición aeróbica y buscar relaciones se usó el valor del pico de oxígeno obtenido durante la prueba de esfuerzo ( $VO_2\text{peak}$ ). Este parámetro es el gold standard a la hora de caracterizar la condición aeróbica de una persona y la manera más sensible de obtenerlo es mediante una prueba de esfuerzo como la realizada en esta prueba.

Así pues los datos analizados a este respecto mostraron que:

- *Existieron relaciones significativas entre los factores que definen la obesidad y la respuesta de la variabilidad cardiaca antes, durante y después del ejercicio.* De todos los factores que ayudan a definir la obesidad (porcentaje de grasa, percentil de IMC, zIMC, grado obesidad, cintura..) el parámetro que ha presentado mejor correlación con los parámetros de HRV ha sido el porcentaje de grasa existiendo relaciones elevadas en los parámetros no lineales (alfa 1 en recuperación (\*\*r:0,58), alfa 2 en la fase de esfuerzo máximo (\*\* r:0,58)), LFHF en recuperación (\*\*r:0,5), nHF en recuperación (\*\*r:-0,64) y nLF en recuperación (\*\*r:0,62)
- *Respecto a las relaciones de la variabilidad cardiaca con la condición aeróbica, existieron diferencias significativas también.* En la Tabla 41 se han resumido las principales relaciones entre el  $VO_2\text{peak}$  y cada uno de los parámetros característicos del análisis de variabilidad cardiaca a lo largo de cada una de las fases de la prueba. Se han mostrado solamente las relaciones más significativas en cada dimensión, para

ver todas las correlaciones existentes se puede consultar los anexos. Viendo los resultados se podría resumir que:

- *La mayoría de relaciones se dan principalmente en las fases posteriores al esfuerzo (RECOV y REST\_POST), especialmente en el dominio de la frecuencia (aLF, aTotal, LFHF, nHF, nLF, rLFHF) aunque también existieron relaciones en la fase inicial (REST INI) y alguna en las fase de Esfuerzo Máximo (EFF\_HIGH).*
- *Existe una correlación positiva con la condición aeróbica respecto a la relación con la banda HF y negativa con respecto al valor de la banda normalizada LF. Esto se refleja también en la relación con el valor LFHF y el rLFHF obtenido mediante los métodos de tiempo-frecuencia.*
- *Respecto a los valores en el tiempo existe una relación muy elevada en el parámetro que registra el número de diferencias sucesivas que son más grandes que 50 milisegundos (NN50) en la fase inicial antes del esfuerzo.*
- *Respecto a los valores no lineales ha aparecido una correlación negativa en los parámetros alfa, uno en la fase de recuperación y otro en la fase de esfuerzo máximo y una relación en la entropía de la fase Inicial.*

Tabla 41 Valores de correlación significativos ( $p < 0.05$ ) de parámetros HRV con el consumo de oxígeno pico en las diferentes fases de la prueba de esfuerzo.

Tipo Parámetro HRV	Parámetro HRV	Fase	Correlación VO <sub>2</sub> peak (Pearson)
<b>Frecuencia</b>	aLF	Rest Post	0,48
	aTotal	Rest Post	0,47
	LFHF	Recov	-0,35
	nHF	Rest Post	0,61
	nLF	Rest Post	-0,62
	rLFHF	Rest Post	-0,32
<b>Tiempo</b>	NN50	Rest Ini	0,74
	RMSSD	Rest Ini	0,46
	TINN	Eff High	0,49
	SDNNi	Recov	0,51
<b>No lineal</b>	alfa 1	Recov	-0,54
	alfa 2	Eff High	-0,54
	SampEn	Rest Ini	0,46
	SD1	Rest Ini	0,47
	SD2	Recov	0,47

Respecto al valor de rMET (7.3.1), valor que refleja el esfuerzo metabólico relativo a cada individuo, decir que aparecieron *correlaciones significativas en el parámetro de la Entropía en la recuperación (\*\*\*)*  $r: -0,41$ ), *SD2 en la fase inicio (\*\*\*)*  $r: 0,48$ ), *SDNN en la fase de esfuerzo máximo (\*\*\*)*  $r: 0,41$ ) y *en el TINN (6.3.2.3.1) en la fase de inicio en reposo (\*\*\*)*  $r: 0,58$ ).



### 7.3.4. DETERMINACION DE INTENSIDAD RELATIVA DE LA ACTIVIDAD FISICA EN BASE A LA MONITORIZACIÓN CARDIACA

Se ha procedido a calcular con los datos del calorímetro indirecto la reserva de oxígeno ( $VO_2$ reserve), que se define como la diferencia entre el pico de  $VO_2$  obtenido durante la prueba ( $VO_2$ peak) y el consumo de oxígeno en reposo ( $VO_2$ basal). Una vez hecho esto se calculó el porcentaje que suponían los valores de consumo continuos con respecto a este consumo de reserva. Además, se calculó también el porcentaje de  $VO_2$ peak como la relación del consumo actual frente al valor pico medido en la prueba de esfuerzo.

Por otro lado se calculó la frecuencia cardiaca de reserva (HRreserve), que se define como el rango que va desde la frecuencia cardiaca en reposo hasta la frecuencia máxima. Para el cálculo de la frecuencia máxima se utilizó la ecuación de Tanaka:

$$HR_{max} = 211 - 0.8 * \text{edad}$$

Ecuación 26 Cálculo de la HRmax (Tanaka et al. 2001).

Se calculó el porcentaje que suponía cada valor instantáneo de frecuencia cardiaca en continuo con respecto al valor de HRreserve calculado para cada sujeto (%HRreserve). Lo mismo se hizo para los valores de consumo de oxígeno instante a instante con respecto a su valor de pico obtenido (% $VO_2$ peak) y con respecto a su valor de reserva (% $VO_2$ reserve).

Los datos de la Tabla 42 muestran una *correlación muy alta entre los valores de porcentaje de la frecuencia cardiaca en reserva durante la prueba (%HRreserve) y los valores de porcentaje del consumo de oxígeno en reserva (% $VO_2$ reserve) y los valores de porcentaje del consumo de oxígeno pico (% $VO_2$ peak)*, ambos indicadores claros de la capacidad aeróbica de una persona.

Tabla 42 Correlación %HRreserve con % $VO_2$ reserve y % $VO_2$ peak

			% $VO_2$ reserve	% $VO_2$ peak
obeso	%HRreserve	Pearson	,823**	,825**
		Sig.	,000	,000
normo peso	%HRreserve	Pearson	,833**	,834**
		Sig.	,000	,000

### 7.3.5. ESTUDIO DE LA RECUPERACIÓN TRAS EL ESFUERZO. FRECUENCIA CARDIACA DE RECUPERACION Y CINÉTICAS DE LA RESPUESTA DE PARÁMETROS DE VENTILACION Y FRECUENCIA CARDIACA

En este caso se va a plantear un nuevo tipo de cálculos centrados exclusivamente en la respuesta en la fase de recuperación post-ejercicio del niño obeso. La idea se centrará especialmente en dos maneras de representar esta frecuencia cardiaca post ejercicio:

- *Cálculo de la frecuencia cardiaca de recuperación (HRrecov)*, definida como la diferencia o caída de frecuencia en el transcurso de espacios de un minuto tras el esfuerzo. En nuestro caso se calculará este valor para el paso de 1, 2, 3, 4 y 5 minutos tras el pico de esfuerzo (HRrecov1, HRrecov2, HRrecov3...) (Dimkpa 2009) .
- *Cálculo del porcentaje de frecuencia cardiaca de reserva en recuperación (%HRreserve\_recov)*, definido como el porcentaje que supone la frecuencia cardiaca de recuperación (HRrecov) definida en el punto anterior frente a la frecuencia cardiaca de reserva (HRreserve), siendo este valor de frecuencia cardiaca de reserva la diferencia entre el valor de pico de la frecuencia cardiaca obtenido en la prueba (HRpeak) y el valor de reposo antes de comenzar la prueba (HRrest) (McDonald 2012).
- *Cálculo de la constante de tiempo de la caída de la frecuencia cardiaca en recuperación (HRtau)*, definido este como la constante de tiempo de la función exponencial de primer orden ajustado a la caída de la frecuencia cardiaca justo tras el esfuerzo (Perini et al. 1989).

En nuestro caso se ha añadido al cálculo de la constante de tiempo del HR el cálculo de la misma manera de las constantes de tiempo de la recuperación de los valores de VO<sub>2</sub> y VCO<sub>2</sub> (Giardini et al. 2005; Potter & Unnithan 2005).

#### 7.3.5.1. CÁLCULO DE LA FRECUENCIA CARDIACA DE RECUPERACION (HR<sub>RECOV</sub>) TRAS ESFUERZO

En este caso se calcularon los valores de recuperación en la frecuencia cardiaca de los sujetos justo tras finalizar el esfuerzo físico. Este valor se calculo al cabo de 1, 2, 3, 4 y 5 minutos del tras parar el esfuerzo. En la Figura 107 se pueden visualizar los valores obtenidos en cada uno de los minutos para los dos grupos y en la Figura 108 separados por el factor obesidad. Se compararon las medias mediante un anova de medidas repetidas de los dos factores habituales (obesidad y género). Los resultados mostraron que:

Efecto de la evolución minuto a minuto:

- *Existieron como era de esperar diferencias significativas entre los valores de recuperación minuto a minuto*, del origen (fin de la prueba de esfuerzo) al minuto 1 , del minuto 1 al minuto 2 y del minuto 3 al minuto 4.

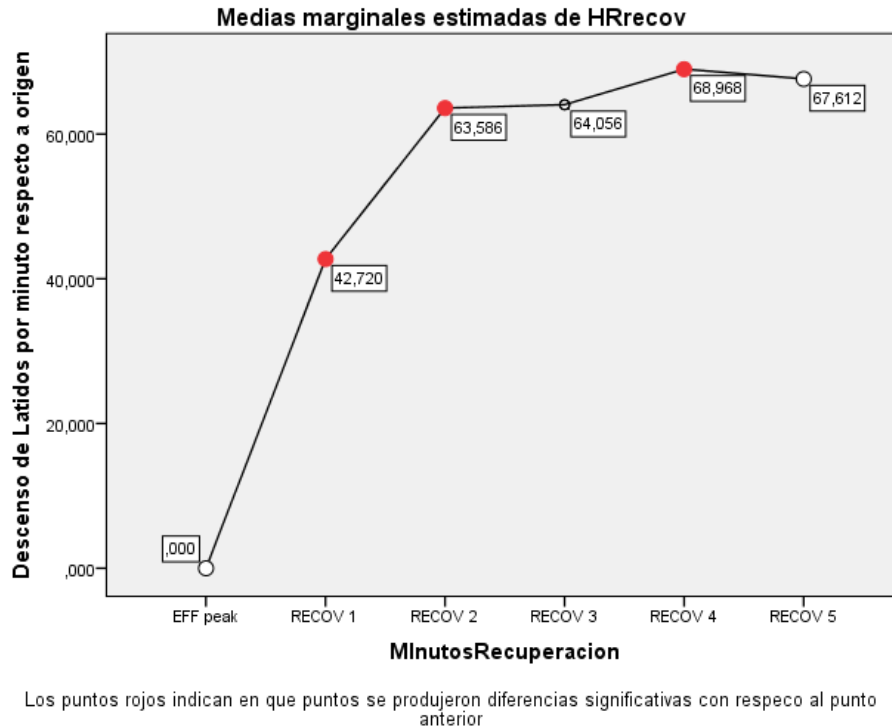


Figura 107 Frecuencia Cardiaca de Recuperación

Respecto al efecto intersujetos grupo obeso / grupo normo peso cabe resaltar que:

- *No se encontraron diferencias significativas en el parámetro de recuperación en el minuto 1 entre el grupo obeso y el grupo normo peso pero si en la recuperación en el minuto 2 y 3, con valores más elevados de caída de la frecuencia cardiaca en el grupo normo peso (Figura 108).*

Respecto al efecto combinado de la evolución de los valores minuto a minuto y el efecto del factor obesidad:

- *Se encontró un efecto del factor obesidad en la evolución de la recuperación del minuto 1 al 2 que desciende más rápidamente en el grupo normo peso que en el grupo obeso y del minuto 4 al 5 en el que se produce un repunte de la frecuencia cardiaca en el grupo normo peso mientras que en el obeso se sigue bajando la frecuencia (ver apartado Figura 108).*

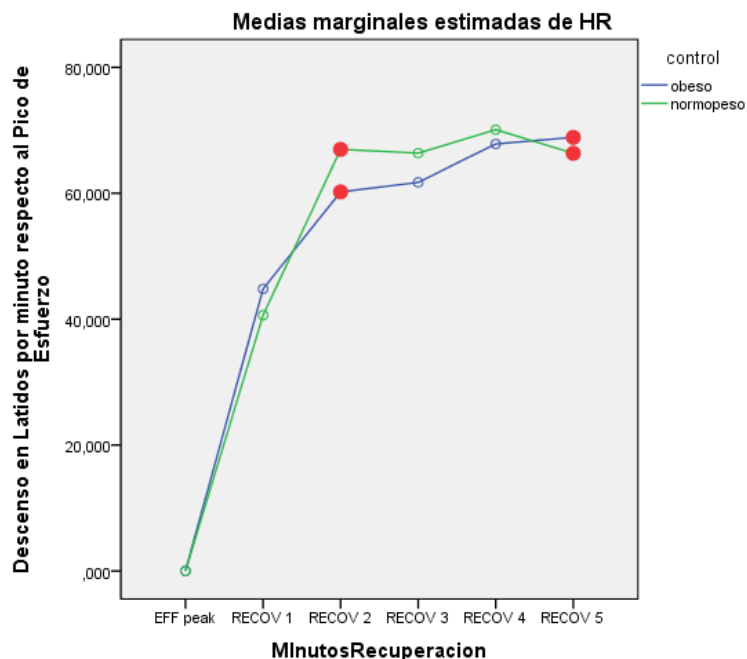


Figura 108 Frecuencia Cardiaca de recuperación separada por el factor obesidad

Respecto al efecto combinado de los valores minuto a minuto y el efecto del factor sexo:

- *Se encontró un efecto del factor sexo en la evolución de la recuperación del minuto 2 al 3; el grupo femenino sigue descendiendo mientras que el grupo masculino aumenta su frecuencia y del minuto 3 al 4 en el que se produce un repunte de la frecuencia cardiaca en el grupo masculino que vuelve a descender más rápidamente que el femenino para volver a situarse en valores absolutos más bajos.*

Respecto al efecto combinado de los valores minuto a minuto y el efecto combinado del factor obesidad y el factor sexo:

- *No se encontró ningún efecto significativo en la interacción minuto recuperación \* factor obesidad \* factor sexo.*

### RELACIONES DE LA FRECUENCIA CARDIACA DE RECUPERACIÓN CON LAS PRINCIPALES MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS, DE COMPOSICIÓN CORPORAL Y DE CONDICIÓN AERÓBICA REGISTRADAS EN LA PRUEBA

Respecto a las relaciones entre estos valores de recuperación y la condición aeróbica de los niños medidos se pueden reseñar aspectos interesantes del análisis de la correlación de Pearson (recordar que (\*  $p < 0.05$  \*\*  $p < 0.01$  \*\*\*  $p < 0.001$ ):

- *Las relaciones más significativas se encontraron en la recuperación cardiaca al segundo minuto (HRrecov2). En concreto existe una correlación significativa con el consumo de oxígeno pico ( $VO_2\text{peak}$ ) de toda la población de estudio, valor preferido para determinar la condición aeróbica (\*\*  $r: 0,49$ ), también se apreciaron diferencias con el  $VO_2\text{decrease}$  (ver siguiente apartado donde se presenta este valor, que se define como el descenso desde el valor de pico en esfuerzo hasta el valor estabilizado de*

nuevo en reposo, \*\*\* r: 0,59) y con el *ratio*VO<sub>2</sub>recov (que se define como el descenso por segundo del consumo de VO<sub>2</sub> tras esfuerzo, \*\*\* r:0,62) .

- *No existe una relación muy clara entre estos parámetros de recuperación y los factores determinantes de obesidad (IMC, %fat, peso...).*
- Respecto al valor en el minuto 1 de recuperación, se encontró una *relación entre la frecuencia cardiaca de recuperación en el minuto 1 (HRrecov1) y el metabolismo basal (BMR)* del que solo se disponían datos en un subgrupo de la muestra (n: 68), ya que una mayoría de los participantes en esta muestra también realizaron la medida del metabolismo basal, ya sea en el estudio A (ver apartado 7.1) o en una prueba clínica en el Hospital General Universitario de Valencia. La correlación en este caso fue de: (\*\* r: 0,39). También apareció una *relación entre la frecuencia cardiaca de recuperación en el minuto 1 (HRrecov1) y los valores de presión arterial diastólica al inicio del esfuerzo (\*\*\* r: -0,41).*
- La relación entre los factores de consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>peak, VO<sub>2</sub>decrease y ratioVO<sub>2</sub> recov) se dan también significativamente aunque en menor medida en el HR de recuperación en el minuto 3 y en el minuto 4 pero no en el minuto 1 ni en el 5.
- *No aparece una mejoría en las relaciones al manejar en vez del valor absoluto usado hasta ahora HRrecup, un valor de recuperación de la frecuencia cardiaca diferencial **diffHRrecup** (descenso en el minuto actual con respecto al anterior).* En este caso el único caso donde se produjo un ligero aumento en la correlación fue en el VO<sub>2</sub>decrease que en el valor diferencial del minuto 1 al minuto 2 aumento a una correlación de (\*\*\* r: 0.71).

Respecto a las relaciones entre estos factores y la respuesta del sistema autónomo del paciente obtenidas mediante el análisis de la variabilidad cardiaca se puede comentar que:

- Existieron *relaciones significativas con multitud de parámetros de HRV (especialmente relacionados con la banda HF) (nHF, RMSSD); en todos ellos los parámetros del HR de recuperación que mejor correlaciones muestran son el HRrecov en el minuto 2 y 4.* Especialmente reseñable es la correlación en la fase de recuperación post-ejercicio del factor SD2 (\*\* r: 0.59 con HRrecov2, \*\* r: 0.62 con HRrecov4) y del factor SDNN (\*\* r: 0.56 con HRrecov2, \*\* r: 0.67 con HRrecov4).

En la Figura 109 se han relacionado los valores de recuperación en el minuto 2 y 3 para cada individuo representados en cada sujeto con forma diferente si pertenecían al grupo obeso o normo peso y también con color diferente según su valor de VO<sub>2</sub>peak medido. En este caso si prestamos atención a la figura se puede apreciar que:

- *En el grupo normopeso, según los parámetros de frecuencia cardiaca de recuperación en el minuto 2 y 3, se pueden establecer conjuntos claramente asociados con diferentes niveles de condición aeróbica.*
- *Lo mismo no sucede en el grupo obeso en el que hay una mayor dispersión.*

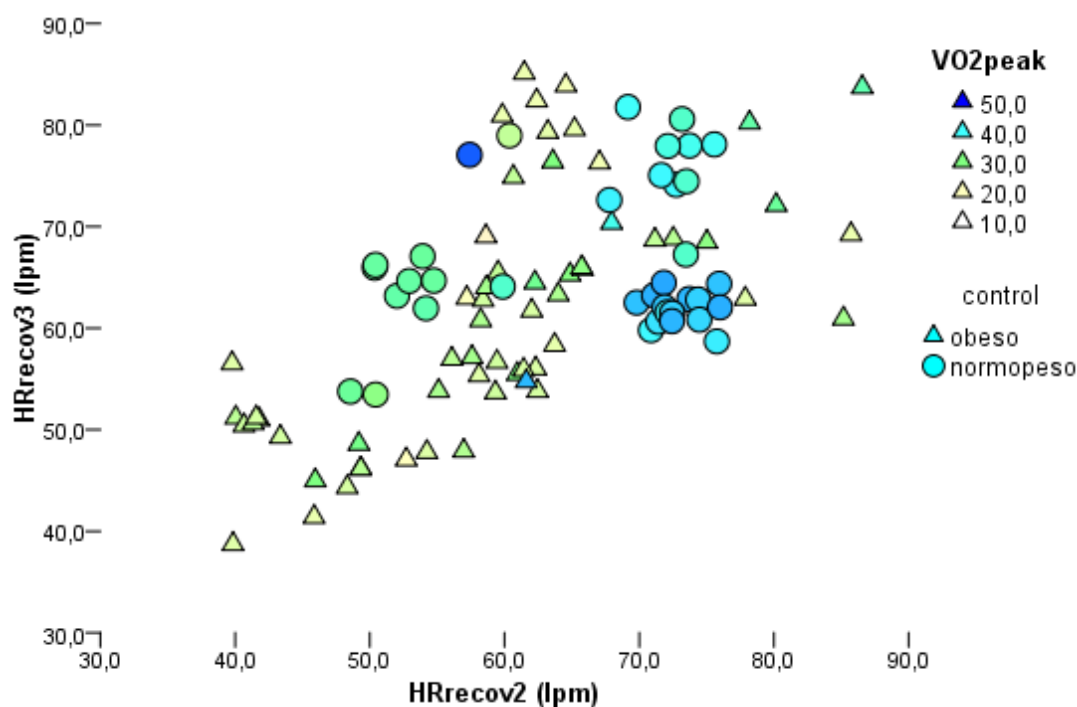


Figura 109 Relación de sujetos según parámetros de recuperación en el minuto 2 y 3 representados por el valor de pico de oxígeno y el tipo de población a la que pertenecen (obeso/normo peso).

### 7.3.5.2. CÁLCULO DEL PORCENTAJE DE FRECUENCIA CARDIACA DE RESERVA EN RECUPERACION (%HRreserve\_recov) TRAS ESFUERZO

Este parámetro es similar al anterior pero en este caso estableciendo a la recuperación en cada minuto relativa al valor de HRreserve (ver apartado 6.3.4 para más detalles).

Si realizamos un análisis similar al del caso anterior podemos contemplar que:

- Existieron *diferencias significativas entre todos los valores minuto a minuto excepto en el paso del minuto 2 al minuto 3* en el que no hay diferencias.
- Existieron diferencias en la evolución del HRreserve con respecto al factor obesidad en el descenso en el primer minuto ( \*\*  $F(1,95): 9,34$ ), el descenso entre el primer minuto y el segundo ( \*\*\*  $F(1,95): 16,81$ ) y entre el minuto 4 y el minuto 5 ( \*\*  $F(1,95): 10,6$ ). En concreto en el primer minuto el grupo obeso recuperó un valor mayor relativo a su rango de acción (48% vs 40%) mientras que en el minuto 2 es el grupo normo peso el que recuperó el terreno y se colocó en una mayor recuperación relativa (69% vs 64%) (ver apartado Figura 110). Entre el minuto 4 y el minuto 5 el grupo obeso se mantuvo ya en un estable 74% de recuperación mientras que el grupo normo peso volvió a aumentar y descendió su recuperación al 68% de su reserva.
- Existieron *diferencias en la evolución de la recuperación debidas al sexo entre el minuto 1 y el minuto 2, entre el minuto 2 y el 3 y entre el minuto 3 y el 4*. En concreto el valor de recuperación relativo aumentó más en el sexo femenino entre el minuto 1 y el 2 y entre el minuto 3 y el 4 mientras que entre el minuto 2 y el 3 sigue aumentando la recuperación relativa; en el sexo masculino desacelera esta recuperación.

- Si combinamos el efecto del sexo y el factor obesidad también existieron diferencias significativas entre el minuto 2 y el 3, entre el 3 y el 4 y entre el 4 y el 5.

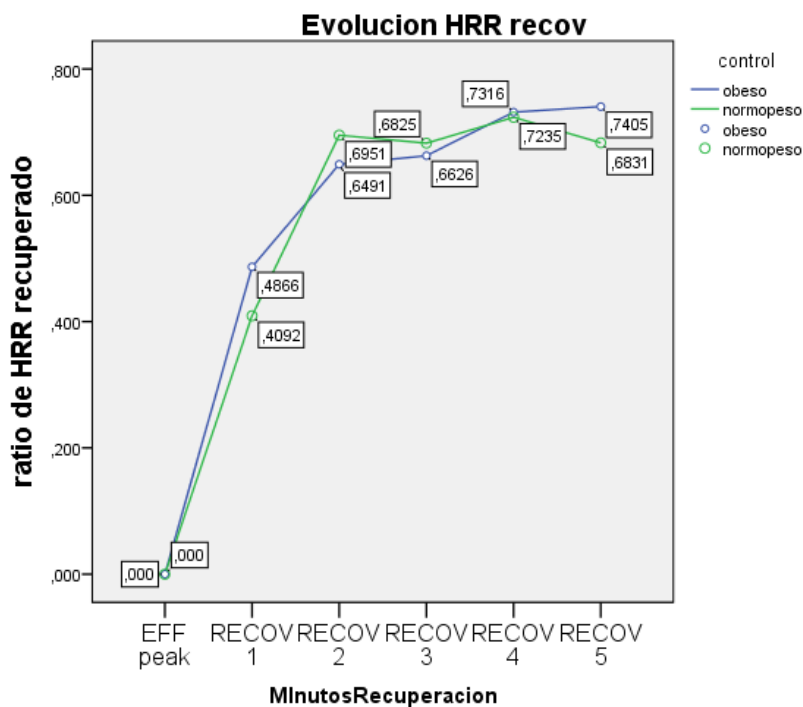


Figura 110 Ratio frecuencia cardiaca de reserva en recuperación (%HRreserve\_recov) separada por el factor obesidad.

Respecto a las correlaciones existentes entre este parámetro y los parámetros de condición aeróbica o relacionados a la obesidad, decir que este parámetro no aporta mejoras respecto a las relaciones existentes con los parámetros de HR de recuperación analizados en el punto anterior.

### 7.3.5.1. CÁLCULO DE LAS CINÉTICAS DE PARÁMETROS DE VENTILACIÓN Y CARDIACOS EN LA FASE DE RECUPERACION

En este caso se ha realizado un análisis de las constantes de Tiempo (“Valores Tau”) asociados a la caída de los valores de los diferentes valores de ventilación del sujeto. Los valores de la respuesta cinética al consumo y decremento de parámetros ventilatorios (consumo de O<sub>2</sub> y expulsión de CO<sub>2</sub> en este caso) evalúan la respuesta del sistema cardiovascular y los requisitos metabólicos que necesita el ejercicio muscular (Potter & Unnithan 2005; Wang et al. 2011).

En este caso se analizaron únicamente las funciones de caída tras el esfuerzo puesto que no se ha aplicado una carga constante de trabajo en la prueba de esfuerzo y sería muy complicado establecer criterios de comparación en el aumento de estos factores durante la fase de esfuerzo.

Para calcular este valor, tal como se ha reseñado en el apartado 6.3.4, se ajustará una curva exponencial decreciente a las señales de ventilación y de frecuencia cardiaca obtenidas en la

fase de recuperación post-esfuerzo. De la función obtenida se extraerá la Tau o constante de tiempo (HRtau en el caso del HR) y el valor asintótico final (HRsteady en el caso del HR). Recordemos que la Tau de la curva exponencial se define como el tiempo en el que el valor decrece un 63% de su magnitud. De la resta de este último valor con el valor de inicio justo al acabar la prueba de esfuerzo, obtendremos el decremento absoluto (HRdecrease en el caso del HR). También obtendremos un nuevo valor que definiremos como ratio de recuperación (ratioHRrecov en el caso del HR), que ponderará el decremento en la señal por el tiempo tau. Estos 4 valores (tau, valor asintótico final, decremento absoluto y ratio de recuperación) se compararán en los dos grupos de población y por género.

En la Figura 111 podemos ver un imagen ejemplo del ajuste realizado con uno de los sujetos (en este caso con el consumo de O<sub>2</sub>) y como se calcularán los parámetros extraídos. La ecuación de ajuste es de la forma:

$$a * e^{-\frac{t}{TAU}} + b$$

Ecuación 27 Curva exponencial decreciente de cinética de la caída ventilatoria tras esfuerzo

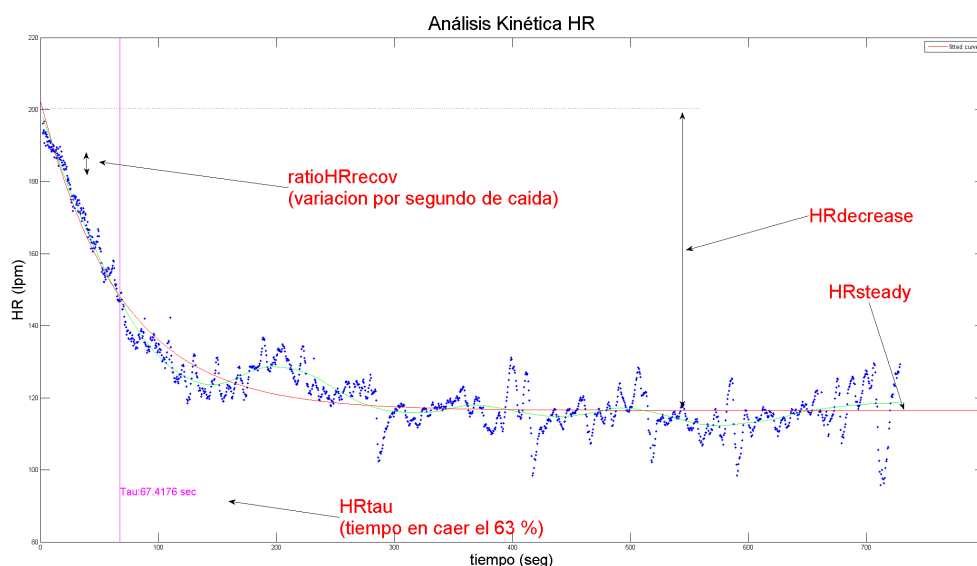


Figura 111 Ejemplo de un participante de la señal de HR y como se calcula la cinética de caída del consumo tras el esfuerzo. esto mismo se realizará para el consumo de O<sub>2</sub> y la expulsión de CO<sub>2</sub>

A continuación se presenta en la Tabla 43, los valores de las constantes de tiempo de las curvas exponenciales de caída ajustadas, del valor estacionario final de la curva modelo, del decremento de la variable desde el valor inicial al valor final obtenido para cada una de las tres variables y del ratio de descenso por unidad de tiempo del valor ajustado.

Las variables medidas son:



- 1) el consumo de oxígeno (O<sub>2</sub>).
- 2) la producción de dióxido de Carbono (CO<sub>2</sub>).
- 3) la frecuencia cardiaca (HR).

En la tabla se representan los valores de cuatro variables:

- **XXtau**: la constante de tiempo de la curva decreciente exponencial que representa el tiempo en el que existe un decremento del 63%.
- **XXsteady**: valor final asintótico de la función exponencial.
- **XXdecrease**: diferencia entre el valor inicial y el valor final de la función.
- **ratioXXrecov**: ratio de descenso por segundo del valor medido.

Estos parámetros se han comparado para encontrar diferencias significativas a través del factor de obesidad. Se presenta en la tabla pues los valores medios, desviación estándar así como el grado de significación para cada una de las comparaciones tras realizar un anova.

Tabla 43 Valores medios de cinéticas de recuperación. En negrita valores significativos en la comparación de los dos grupos (\* p<0.05 \*\*p<0.01 \*\*\*p<0.001).

	Obeso			Normopeso		
	Media	SD	N	Media	SD	N
VO <sub>2</sub> tau(seg)	54,3	(24,46)	45	55,5	(23,89)	39
<b>VO<sub>2</sub> steady(ml/min·kg)*** (F(1,80)=34,36)</b>	3,8	(2,80)	45	6,9	(1,63)	39
<b>VO<sub>2</sub> decrease (ml/min·kg) *** (F(1,80)=98,15)</b>	18,0	(3,57)	45	30,0	(8,00)	39
<b>ratioVO<sub>2</sub> recov (ml/min·kg*seg) *** (F(1,80)=61,77)</b>	,234	(,08)	45	,362	(,11)	39
VCO <sub>2</sub> tau(seg)	59,8	(27,81)	48	53,1	(16,36)	12
VCO <sub>2</sub> steady(ml/min)	292,4	(233,40)	48	187,0	(73,43)	12
<b>VCO<sub>2</sub> decrease(ml/min)* (F(1,56)=7,04)</b>	1141,1	(444,71)	48	742,5	(152,23)	12
ratioVCO <sub>2</sub> recov(ml/min*seg)	12,798	(4,67)	50	9,522	(3,03)	12
HRtau (seg)	64,9	(21,88)	58	61,6	(14,39)	39

HRsteady (lpm <sup>28</sup> )	106,9	(9,60)	58	105,0	(7,18)	39
<b>HRdecrease(lpm)* (F(1,93)=6,01)</b>	78,1	(11,68)	58	83,9	(10,42)	39
ratioHRrecov (lpm/seg)	,847	(,32)	58	,886	(,14)	39

Según los datos presentados en la Tabla 43 se puede reseñar que:

- *En los parámetros de HR solo existieron diferencias significativas en el decremento total del valor, con un mayor descenso del valor máximo al mínimo en el grupo normo peso. Respecto a la influencia del género existe una interacción significativa entre el factor obesidad y el factor género en el parámetro HRsteady también, mientras que en el grupo obeso el grupo masculino tiene un mayor descenso general, en el grupo normo peso es el grupo femenino el que tiene un mayor descenso general.*
- *En la variable CO<sub>2</sub>, se encontraron diferencias significativas debidas al factor obesidad en el VCO<sub>2</sub> decrease al igual que en el caso del HR. Respecto al efecto del género se encontraron diferencias teniendo solo en cuenta este factor en el ratio de recuperación del VCO<sub>2</sub> (\*\* F(1,56): 7,47).*
- *Respecto a la variable del VO<sub>2</sub>, directamente relacionada con el consumo calórico, en este caso si han aparecido diferencias muy significativas debidas al factor obesidad en el ratio de recuperación del VO<sub>2</sub>, en el nivel final de VO<sub>2</sub> y en el descenso absoluto del VO<sub>2</sub>. En concreto el valor final de VO<sub>2</sub> se ha mantenido mucho más elevado en el grupo normo peso, se ha producido un mayor descenso global de esta variable en el grupo normo peso desde esfuerzo a valor estable y el ratio por segundo en el que iba descendiendo este valor ha sido mayor en el grupo normo peso también. Respecto al sexo también aparecieron diferencias significativas en el ratio de recuperación de VO<sub>2</sub> (\*\*F(1,80): 32,33) y en el descenso absoluto (\*\*F(1,80): 11,89) con un ratio y un descenso mayor en el grupo masculino. Si combinamos los dos factores (sexo y factor obesidad) también aparecen diferencias significativas en el en el ratio de recuperación de VO<sub>2</sub> (\*\*F(1,80): 18,02) y en el descenso absoluto (\*F(1,80): 6,72).*

---

<sup>28</sup> lpm: latidos por minuto

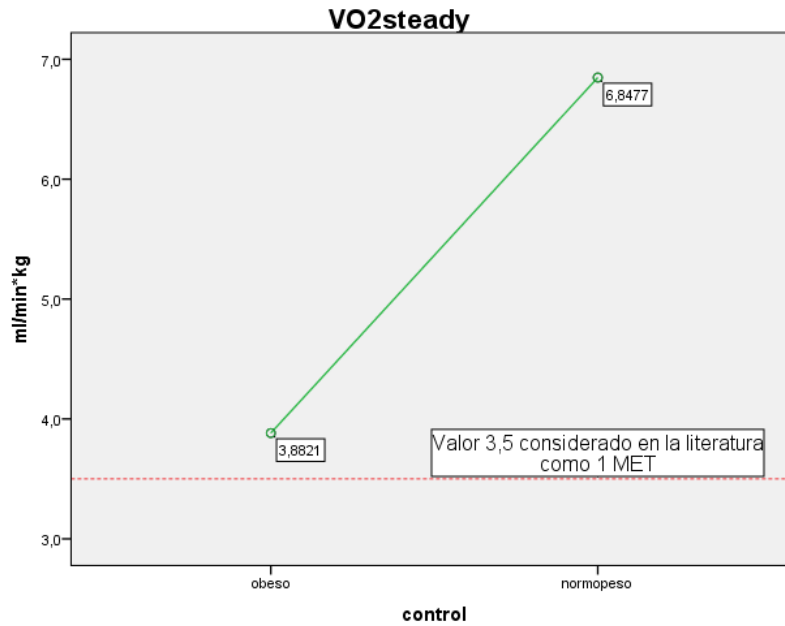


Figura 112 Grafica comparativa valor asintótico final de VO<sub>2</sub> tras el esfuerzo en la fase de recuperación. La línea roja sería el valor que se suele tomar de referencia como 1 met

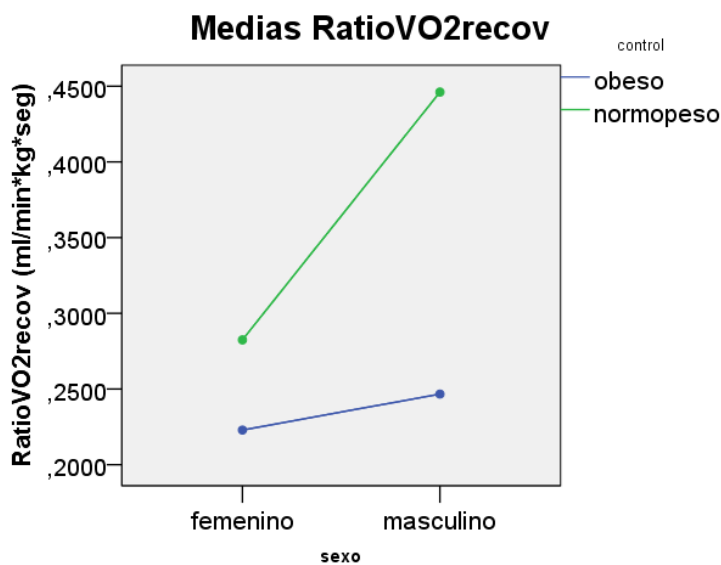


Figura 113 Grafica comparativa valor ratio de caída del VO<sub>2</sub> por segundo separado por factor obesidad y por sexo en la fase de recuperación.

## RELACIONES DE LOS PARÁMETROS CINÉTICOS CON LAS PRINCIPALES MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS, DE COMPOSICIÓN CORPORAL Y DE CONDICIÓN AERÓBICA REGISTRADAS EN LA PRUEBA

Observando las relaciones de estos parámetros con los parámetros de condición aeróbica y de obesidad de interés en este trabajo se puede reseñar que:

- *Respecto a los valores de cinética de la producción de  $VCO_2$*  decir que el valor estable ( $VCO_2$  steady) mostró una relación con los rMET (\*\* r: 0,6), que el descenso total  $VCO_2$  decrease mostró una relación con el IMC (r: 0,53 y la edad r: 0,5) y que la constante de tiempo  $VCO_2$  tau mostró una relación muy fuerte con la constante de tiempo del consumo de Oxígeno  $VO_2$  tau (\*\*\*) r: 0,95) y una relación con la Presión Arterial sistólica al inicio (\*\* r: -0,46)
- En relación a la cinética del consumo de  $O_2$  podemos reseñar varios aspectos:
  - *La variable que presenta mayores relaciones significativas es el descenso total del  $VO_2$  tras el esfuerzo ( $VO_2$  decrease), especialmente con el  $VO_2$  peak (\*\*\*) r: 0,85) y también con el porcentaje de grasa (\*\* r: 0,7), con la frecuencia respiratoria media durante el esfuerzo (\*\* r: 0,57) o con la duración de la prueba (\*\* r: 0,63)*
  - *La variable del valor asintótico final presenta también una buena relación con el Metabolismo Basal medido en una parte de la muestra (n:65) (\*\* r: -0,6) y con el valor asintótico alcanzado de producción de  $VCO_2$  (\*\*\*) r: 0,8)*
  - *Existe una relación significativa entre el ratio de recuperación de  $VO_2$  y el  $VO_2$  peak (\*\*\*) r: 0,69). A su vez este parámetro es el que mejor correlaciona con el parámetro HRrecov al minuto 2 que vimos en el apartado anterior como el parámetro de recuperación con mayor significación para determinar la capacidad aeróbica del sujeto. (\*\*\*) r: 0,62).*
- En relación a la cinética de la recuperación de la frecuencia cardiaca, se puede reseñar que:
  - *No existe una relación elevada entre las constantes de tiempo del HR y del  $VO_2$  (\*\* r: 0,28)*
  - *El HRdecrease presenta una buena relación con parámetro de descenso del  $VO_2$  ( $VO_2$  decrease) (\*\*\*) r: 0,64) pero no tan buena con el  $VO_2$  peak (\*\* r: 0,37); también presenta una relación con la frecuencia respiratoria media durante el esfuerzo (BRmean) (\*\* r: 0,43).*
- *Existe una relación significativa entre el  $VO_2$  decrease y el HRdecrease (el descenso total desde valor pico de la Frecuencia Cardiaca hasta valor asintótico de la curva ajustada (ver apartado Figura 111)) de 0,64. En la Figura 114 se puede apreciar la relación significativa entre este parámetro unido a la relación del parámetro HRrecov2 con el descenso del consumo de  $VO_2$  desde su valor pico hasta un valor asintótico del modelo cinético ajustado.*

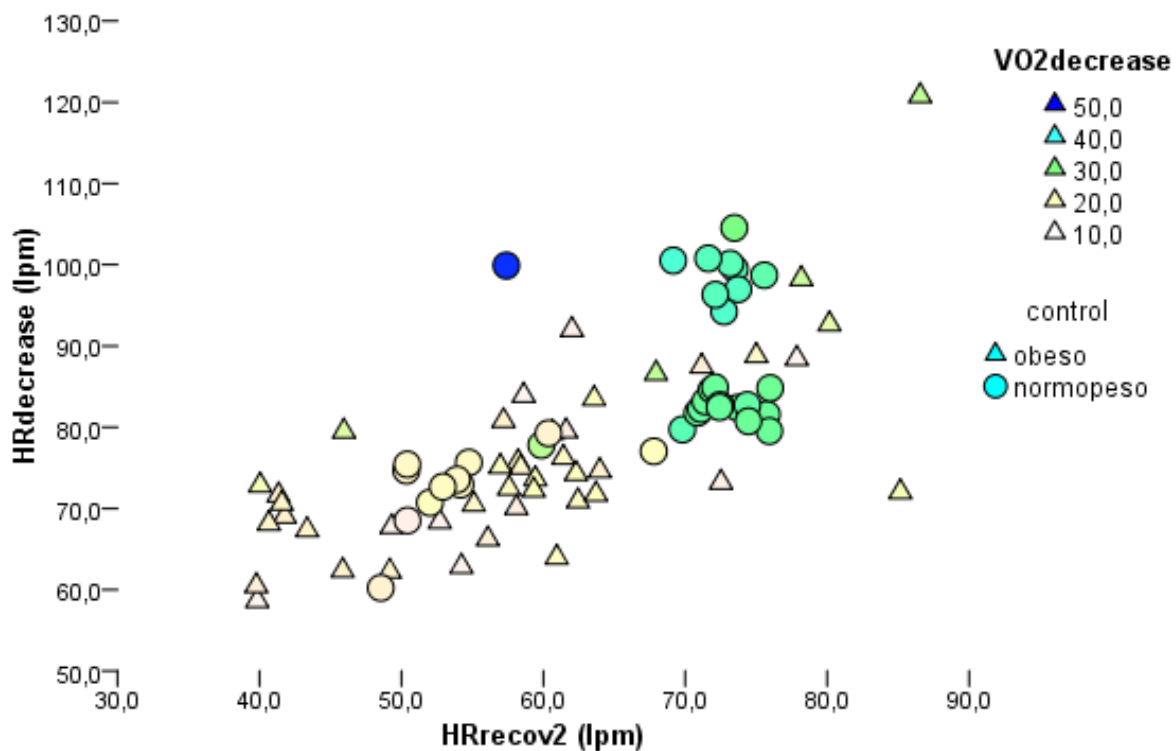


Figura 114 Relación entre el parámetro de descenso del HR el valor de descenso en el minuto 2 y el descenso absoluto del consumo de  $VO_2$

### 7.3.6. DISCUSION RESULTADOS ESTUDIO C

En el presente estudio se trató de analizar la variabilidad cardiaca y la respuesta ventilatoria de niños obesos y niños normo peso con el fin de determinar:

- *Cuales son los mejores métodos y análisis para el estudio de la variabilidad cardiaca en una prueba de esfuerzo.*
- *Si existen alteraciones en la respuesta debidas al factor de la obesidad en esta respuesta cardiaca.*
- *Estudiar la recuperación del niño obeso frente al niño normo peso tras el esfuerzo.*
- *Determinar que parámetros de la prueba de esfuerzo permitirían caracterizar la condición física del niño obeso.*

Primeramente en este estudio se han comparado valores generales de la respuesta fisiológica del niño obeso y el niño normo peso debidos a una prueba de esfuerzo.

Respecto a la valoración de la condición de física se encontraron diferencias significativas en el consumo pico de oxígeno ponderado en peso medido mediante el equipo de calorimetría. Los valores obtenidos explican que *el niño obeso en general muestra una peor condición aeróbica frente al niño normo peso* (Ten Harkel et al. 2011; Elliot et al. 1989; Zanconato et al. 1989; Maffei et al. 1994; Norman et al. 2005) y que dentro de cada grupo *el sexo masculino muestra una mejor condición aeróbica tanto en el grupo obeso como en el normo peso*. No obstante si atendemos a la Figura 76, podemos observar la elevada variabilidad en los valores del pico de oxígeno ( $VO_2$ peak) especialmente en el grupo masculino obeso, donde encontraríamos a participantes cuyo valor podríamos considerar incluso dentro de unos

valores de condición aeróbica normal, es decir podríamos *encontrar a algunos participantes que aún siendo obesos presentan una condición aeróbica aceptable*. Lo mismo sucede con el grupo normo peso donde existieron determinados participantes cuya condición aeróbica no es buena pese a pertenecer a este grupo.

Si atendemos a la Figura 77 donde se presentan los valores del consumo aeróbico ponderado por la masa magra podemos decir que aunque se encontraron diferencias significativas entre el grupo obeso y el grupo normo peso siendo mayor el valor medio en el grupo normo peso, se encontró una gran dispersión especialmente en la población obesa masculina lo que no deja claro si cada kilo de masa magra del niño obeso tiene un peor rendimiento aeróbico que el del niño normo peso, a este respecto no existieron conclusiones claras. Mientras que en algunos estudios no se encontraron diferencias entre obesos y no obesos (Elliot et al. 1989; Maffei, Schutz, Schena, et al. 1993), otros encontraron valores más bajos de  $VO_2\text{peak}$  en el grupo obeso (Norman et al. 2005; Maffei et al. 1994).

También se presentaron los valores del consumo total, donde la población obesa presentó valores mayores que la población normo peso. Estos datos van en la línea de otros trabajos (Salvadori et al. 1999; Elliot et al. 1989) aunque en otros estudios han resultado ser similares (Norman et al. 2005; Zanconato et al. 1989).

Estas diferencias y disparidades a la hora de interpretar la condición aeróbica refutadas en la dispersión de los datos analizados son una de las razones claras que *justifican la necesidad de cuantificar mediante pruebas de esfuerzo clínicas en el Hospital la condición aeróbica del sujeto obeso antes y durante su intervención*.

Respecto al tipo de prueba seleccionado cabe recordar que según el protocolo elegido donde la carga de trabajo se incrementaba de manera igual para todos (a razón de incrementos de la pendiente), uno de los factores variables dependiendo del nivel de esfuerzo además del pico de oxígeno era la duración en minutos de la prueba antes de que se alcanzara la condición de parada que recordemos se diseñó bajo los criterios de:

- a) La frecuencia cardiaca alcanzará instantáneamente el 90% de la frecuencia cardiaca máxima según la edad del paciente (Tanaka, Monahan et al. 2001).
- b) RER en torno a 1,1.
- c) Si el paciente sentía cualquier dolor que le obligará a parar (mareo, calambres musculares, dolor en el pecho..) o el experto lo determinará adecuado.

Estos valores fueron alcanzados en la mayoría de los casos pero en algunos casos, especialmente en el caso del grupo normo peso, esta condición sumada al hecho que se ha reseñado anteriormente de que la evolución de la carga de trabajo fue igual para ambos grupos, llevó a *duraciones significativamente diferentes entre el grupo obeso y el grupo normo peso*, demasiado largas en el grupo normo peso (18 minutos de media). En la asociación Americana del Corazón se recomienda que este tipo de pruebas se adapte para conseguir que la prueba se realice entorno a 8-10 minutos. En el caso del grupo obeso al que va destinado el diseño de la prueba que finalmente se está aplicando clínicamente si que se consiguieron valores de duración mas ajustados a esta franja recomendada (12 minutos de media). En este caso se quería comparar las respuestas de las dos poblaciones y se optó por no cambiar el protocolo para cada población aun a riesgo de que sucediera esta disparidad en la duración. Se deberán realizar pruebas de esfuerzo con la carga adaptada al perfil del participante para llegar a los límites objetivos de 8-10 min. Es por esto que *esta tesis*

*recomienda que más adelante se estudie el definir una serie de variaciones de parámetros en el protocolo adaptados al perfil por edad y grado de obesidad para intentar alcanzar pruebas de esfuerzo con duraciones de 8 a 10 minutos (Paridon et al. 2006). Otro aspecto de interés a estudiar también será el probar a realizar pruebas de esfuerzo haciendo uso de un ciclo ergómetro. En nuestro caso no se ha optado por dos motivos principales. Primero porque el pedalear en la bicicleta puede requerir de una cierta habilidad que no todos los niños pueden disponer y esto podría introducir un efecto negativo en las medidas, especialmente de variabilidad cardíaca y de la condición aeróbica y segundo porque en el ejercicio en el ciclo ergómetro el factor de la obesidad y el peso se minimiza en gran medida ya que el participante descansa su peso sobre el sillín con lo que el esfuerzo físico debido a mover su peso queda prácticamente eliminado. Sin embargo las pruebas en ciclo ergómetro pueden aportar otro tipo de ventajas como puede ser permitir valorar respuestas ventilatorias y de capacidad aeróbica en población infantil donde no queremos que el efecto del peso intervenga o permitir realizar mediciones de presión arterial continuada con mucha mayor facilidad y precisión ya que el brazo del sujeto descansa en una posición mucho más adecuada para poder recoger esta medida a lo largo de la prueba, hecho casi imposible en pruebas en cinta de correr. Por este motivo se considera oportuno en esta tesis reseñar que *resultaría interesante el considerar realizar también pruebas de esfuerzo en cicloergómetro con el hecho de comparar su efectividad.**

*En referencia al consumo metabólico equivalente máximo (METpeak) existieron diferencias entre el grupo normo peso (11 METs) y el grupo obeso (7,5 METs). Recordemos que el valor MET se calcula ponderando el consumo energético máximo en la prueba frente al consumo basal adoptando en este caso como medida basal el estándar de 3.5 ml/min·kg que ya se comentó en el apartado 7.2.3. Esta diferencia que apareció en el METpeak no apareció al calcular el pico de consumo energético equivalente real (rMETpeak) (recordemos que en el estudio B se propuso una nueva manera de calcular el consumo energético equivalente, ponderando en este caso el consumo energético con una medida real del consumo en basal de cada participante que se obtuvo en la mayoría de los casos mediante una prueba del metabolismo basal realizada en el Estudio A). En este caso *no existieron diferencias en los dos grupos respecto a los rMETpeak* y podemos decir que *el esfuerzo metabólico en base a sus capacidades físicas fue similar tanto en el grupo obeso como en el normo peso (en torno a 7,5 METs, lo que se considera una actividad intensa).**

Respecto a los valores de presión arterial, este Estudio no se centrará en este aspecto que será trabajado en otra tesis pero si podemos resaltar que existieron *diferencias en la presión diastólica si tenemos en cuenta el grupo obeso frente al normo peso* tanto en la variación de la presión debida al esfuerzo como en la diferencia de la presión diastólica en reposo antes y después del esfuerzo. En ambos casos hubo un mayor aumento en el grupo obeso frente al normo peso (Figura 78).

En este trabajo se ha analizado un nuevo parámetro que viene a ser el equivalente a la frecuencia cardíaca en recuperación pero en los primeros minutos del esfuerzo considerándose el incremento minuto a minuto en esos primeros 5 minutos (se ha llamado HRuptake). En este caso decir que en el grupo masculino presentó una diferencia en valores absolutos clara entre el grupo obeso y normo peso (Figura 80) mientras que en el grupo femenino no existieron diferencias entre los grupos obeso y normo peso hasta llegar al minuto 5 en el que si se produce un incremento continuado del HR en el grupo obeso frente a una desaceleración en el grupo normo peso. Es en *el HRuptake del minuto 5 en el que se han*

*encontrado relaciones significativas con el VO<sub>2</sub>peak, con el grado de obesidad y con la duración de la prueba. Este puede ser uno de los parámetros factibles a la hora de caracterizar al niño obeso en la prueba de esfuerzo.*

En referencia al estudio de la respuesta de variabilidad cardíaca durante el esfuerzo, aspecto importante de análisis en esta tesis, este es un aspecto controvertido donde no parece muy claro si el HRV nos va a aportar información del sistema autónomo durante el esfuerzo o más bien de otros sistemas que se acoplan a la respuesta cardíaca en esta fase (sistema respiratorio, mecánica del movimiento...). Hottenrott et al. (2006) y Aubert et al. (2003) recalcan que no existen datos que permitan establecer conclusiones finales acerca de la utilidad del HRV tradicional a la hora de evaluar el rendimiento de un individuo durante la realización de ejercicio físico. Otros autores como (McNarry & Lewis 2012) si han demostrado la reproducibilidad de este tipo de medidas durante ejercicios moderados e intensos. Uno de los problemas claros en este caso es la no estacionalidad de la señal del tacograma durante el ejercicio. Parece que el análisis no lineal podría ser una herramienta más robusta en estos casos pero esto necesita ser comprobado aún. Es por esto que en este trabajo se realizó un análisis no lineal con diferentes parámetros (ver apartado 6.3.2.3.4), en concreto uno de los seleccionados fue el de la Entropía Muestral (SampEn, Richman & Moorman 2011), que fue elegida dentro de los diferentes tipos de Entropía porque el origen de esta variable se centró en el análisis de la no linealidad de señales cardíacas y biológicas. (Kaufman et al. 2007). Lewis & Short (2007), realizaron un análisis de la entropía muestral en adultos durante el esfuerzo y encontraron un descenso del valor con una recuperación pero no siendo tan discriminante como las señales lineales de HRV. En nuestro estudio se compararon valores en varias fases que abarcaban desde 1) la fase de reposo antes de comenzar, 2) en el intervalo de esfuerzo desde el 60% del HRmax hasta el final de la prueba (entorno al 90% de HRmax), 3) en la fase siguiente de recuperación y 4) en una fase de reposo transcurridos ya 10 min. En este caso se encontró una reducción de la entropía muestral en toda la población debida al esfuerzo, tal como aportó Lewis, y además aparecieron diferencias significativas entre la población obesa y la normo peso siendo mayor el descenso en la población normo peso pero con una recuperación del valor también más acentuada en este grupo en las fases de recuperación. Esta mayor disminución sugiere una menor reducción de la complejidad dinámica en esfuerzo submáximo del niño obeso y también una menor recuperación de la complejidad al cesar el esfuerzo en el niño obeso, lo que parece indicar una mayor activación del sistema simpático frente al parasimpático en el niño normo peso como causante de la mayor reducción de complejidad durante el esfuerzo pero también una mayor reactivación en recuperación del sistema parasimpático frente al simpático en la recuperación lo que explicaría también como *el niño normo peso presenta una mayor recuperación de la complejidad tras el esfuerzo en la señal cardíaca frente al niño obeso*. Aspecto similar sucede con el Análisis de Fluctuaciones sin Tendencias (DFA), donde el parámetro alfa 1 y el parámetro alfa 2 que identifican la autosimilaridad o fractalidad de la señal, mostraron diferencias significativas debidas al factor obesidad. Sin embargo en el caso de la alfa 1 a diferencia de la Entropía parece que es en el grupo obeso en el que se produce una mayor reducción de la complejidad debido al esfuerzo y una mayor recuperación de la complejidad al cesar el esfuerzo a diferencia de lo que ocurre en la Entropía. No obstante, la estimación de alfa1 presenta varios problemas. En primer lugar, el resultado puede estar influenciado por el tipo de eliminación de tendencia empleado. Además, no existen recomendaciones para el rango de escalas en el que se realiza el ajuste de alfa1. También la entropía puede sufrir variaciones en su valor según la combinación de



factor  $r$  y dimensión  $m$  elegida (Castiglioni et al. 1996). No existen aún publicaciones que traten el análisis no lineal durante el esfuerzo en niños obesos y esta tesis realiza su aportación en este sentido.

Otra posible alteración del HRV durante el ejercicio es la existencia de una clara alteración de la banda HF durante el esfuerzo debido a la arritmia sinusal. (Rossi et al. 1989) encontraron una fuerte correlación entre la frecuencia central del RSA detectado en el HRV y la frecuencia respiratoria. En nuestro caso esta relación no ha aparecido. Perini & Veicsteinas (2003), encontraron una correlación lineal entre este factor (RSA en HRV) y la demanda energética. En otros casos varios autores como Cottin et al. (2004) han calculado esta señal alterando el límite habitual de la banda HF (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996). Estos autores prefirieron readaptar la banda HF para poder recoger todo el rango posible de frecuencias respiratorias en el componente HF de la variabilidad cardiaca. En nuestro estudio comparamos el cálculo durante el esfuerzo y la recuperación de esta banda con el límite estándar y el límite ampliado y *no pareció que existiera una fuerte correlación entre los parámetros de la banda HF que podría registrar la RSA y el consumo aeróbico (y por tanto energético del niño)*. Lo que si demostraron los datos fueron diferencias significativas en las respuestas de la variabilidad cardiaca (aHF, aTotal, LFHF, nHF, peakHF) según eligiéramos una banda HF normal o una banda HF modificada tomando como límite superior la frecuencia respiratoria máxima. Lewis et al. 2007 encontraron diferencias durante ejercicio de intensidad moderada a intensa (64-81%  $VO_2max$ ) entre el LFHF normal y el LFHF con la banda HF ampliada que se han comprobado ciertas según nuestros resultados. Además estas diferencias no fueron las mismas según tomáramos al grupo obeso o al grupo normo peso (7.3.3.3.1); en este caso para la banda normal de frecuencias, el valor nHF es menor en el grupo obeso que en el normo peso (nHF: 0,26 vs 0,28) mientras que en el caso de usar la banda HF ampliada, los valores son mayores en general en los dos grupos pero además el valor del grupo obeso es mayor que el del grupo normo peso (nHF: 0,51 vs 0,45). Es decir al ampliar la banda HF parece que se incluye el efecto del RSA en la frecuencia cardiaca con lo que la energía de la banda HF se aumenta y que *en el grupo obeso se produce un mayor efecto por la arritmia sinusal registrable en la variabilidad cardiaca*. Existe también según la literatura científica una clara relación entre la intensidad de la potencia de trabajo desarrollada en el ejercicio y el HRV; Bernardi et al. (1990) y Rimoldi et al. (1992) encontraron un incremento en la banda LF y un decremento en la banda HF durante ejercicio de baja intensidad, algo que fue similarmente descrito por Tulppo et al. (2001), Pichon et al. (2004), Casadei (1995) y Perini (1990). En nuestro caso fue difícil demostrar este supuesto debido a que la banda de intensidad baja no se obtuvo fácilmente en muchos niños, especialmente en los obesos que antes de los 5 primeros minutos ya se encontraban por encima del 60% del HRmax, por lo que tuvimos que descartar analizar una banda de respuesta en baja intensidad al carecer de suficiente intervalo de tiempo en este rango para realizar un análisis HRV (Force et al. 1996). Se plantearán otro tipo de estudios para analizar en más detalle la variabilidad cardiaca en actividades ligeras en el futuro realizando protocolos de nivel estable de potencia de trabajo. Es por esto que en este estudio se optó por analizar únicamente la banda de intensidad moderada a intensa, es decir desde el 60% de la frecuencia máxima cardiaca hasta el final de la prueba (en torno al 90% del HRmax). En estas altas intensidades varios autores registraron un descenso de la banda LF y un aumento de la banda HF (Arai et al. 98, Bernardi et al. 98), datos que no coinciden con la activación del sistema autónomo en esfuerzo máximo donde se sabe que el simpático aumenta. Estos

datos reafirmaban que el análisis HRV durante esfuerzo se ve influenciado por otros factores distintos a la activación del sistema autónomo como pueden ser (arritmia sinusal (comentado anteriormente), tamaño del ventrículo izquierdo, predisposición a ciertas disciplinas deportivas, condición física, tipo de ejercicio (resistencia o estático, economía del movimiento (ver apartado 7.2.5), posición del cuerpo (supino, de pie, sentado), variables del entorno (temperatura, humedad, altitud), estado de ánimo, hábitos de alimentación, drogas, estimulantes y estado hormonal, Aubert et al. 2003). Al respecto de estos factores cabe reseñar que en nuestro caso se trataron de eliminar ciertas influencias de estos posibles factores. La elección del protocolo de Balke no fue trivial (Marinov et al. 2003), ya que este protocolo fue elegido para evitar el efecto en el HRV debido a la predisposición del niño obeso para realizar un determinada actividad o nivel de destreza requerido ya que en esta prueba el individuo solo debe andar mientras que se varia la pendiente, la actividad de andar es la mejor asimilada por el ser humano. Respecto a las condiciones ambientales la sala estaba acondicionada para mantener una ciertas condiciones similares de humedad, temperatura y nivel de altitud ya que se realizaron en un mismo lugar. La postura fue siempre supina en todas las medidas. Respecto al estado emocional este aspecto deberá ser tratado en el futuro ya que si se realizaron medidas para controlar el nivel de arousal (activación), valencia y esfuerzo percibido del sujeto antes y justo después de la prueba. También será interesante estudiar si determinados cambios en otros factores del niño obeso como pueden ser el tamaño del ventrículo, diferencias hormonales, hábitos alimenticios se reflejan en las mediciones de la variabilidad cardiaca tanto en reposo como en esfuerzo. *En nuestro caso si se reflejó un comportamiento normal debido al esfuerzo con la banda LF con mayor energía que la banda HF durante el esfuerzo máximo tanto en el grupo obeso como en el normo peso.* Lo que sí se observó al utilizar la banda ampliada HF es que en este caso la energía de la banda HF aumentó con respecto a la respuesta anterior e incluso en el caso del grupo obeso la energía de la banda HF superó a la banda LF. Estos resultados refuerzan la idea de que *en el niño obeso se produce una mayor efecto debido al fenómeno de la RSA que se registra en el mayor incremento de la banda HF al aumentar el espectro de medida pero parece que debido a que la población infantil presenta valores mayores de frecuencia respiratoria que la población adulta los efectos debidos a la arritmia sinusal se recogen especialmente si ampliamos la banda de medida HF y no tanto en la banda normal como ocurre con adultos* (DeBoer 2004), por este motivo puede resultar interesante reseñar que *en el caso de población infantil el uso de las banda normalizada HF(0,15-0,4Hz) puede no reflejar tanto el efecto debido al RSA en el HRV y si mostrar más la activación del parasimpático debida al esfuerzo.* En la mayoría de estudios se usaron valores relativos de LF y HF para que la influencia de la banda VLF fuera descartada ((Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996). En nuestro caso respecto a los valores normalizados se encontraron diferencias significativas entre el valor normalizado nHF si tenemos en cuenta el factor obesidad, en este caso para la banda normal de medida de la banda HF, *el valor es menor en la fase de esfuerzo máximo en el grupo obeso que en el normo peso mientras que en el caso de usar la banda HF ampliada, el valor del grupo obeso es mayor que el del grupo normo peso* y solo en este caso el valor de la banda nHF supera al valor de la banda nLF. No existe un consenso sobre la utilización de valores absolutos o no pero lo que si queda claro es que existe una disminución en las bandas HF, LF y total en alta intensidad de ejercicio respecto a situaciones de reposo y baja intensidad (Hautala et al. 2003, Cottin et al, 2004, Lewis 2005); en algunos casos este descenso se ha considerado tener una caída exponencial (Rimoldi et al. 1992, Tulppo 1996, Perini 2000); esto se ha podido comprobar en nuestros resultados en los que la caída de la

banda de energía total cayó significativamente. En la Figura 100 se puede apreciar como *la energía durante la fase de esfuerzo cayó con respecto a la energía total en la fase de reposo antes de comenzar bruscamente tanto en el grupo normo peso como en el grupo obeso*; existieron cambios si tomamos la banda HF normal en esfuerzo (EFF HIGH) frente a la banda HF ampliada (EFF HIGH BR) pero aun así los valores siguieron siendo muy bajos en comparación con los valores en reposo. Resulta muy interesante el comentar que en el grupo normo peso *existe una mayor reactivación del tono autónomo en el grupo normo peso* que queda reflejado en valores de energía tanto en la fase de recuperación post esfuerzo como de reposo post esfuerzo que doblan a los valores de energía total del grupo normo peso.

Respecto a la recuperación de la variabilidad cardiaca tras el esfuerzo no existen muchos estudios que estudien esta respuesta consecutiva justo después del esfuerzo en población infantil aunque si existen algunos en población adulta. Trevizani (2012) encontró una mayor reactivación del tono vagal en participantes con una mejor condición física midiendo el parámetro RMSSD. En nuestro caso si podríamos reseñar que *al cesar el esfuerzo se produce una mayor aumento de la acción parasimpática en el grupo normo peso que en el grupo obeso, grupo en el que la banda simpática sigue predominando*. Este cambio se refleja en la diferencia clara en el ratio LFHF que en el grupo normo peso se reduce drásticamente tras el esfuerzo acercándose al punto de equilibrio entre la activación de la banda LF y HF mientras que en el grupo obeso incluso aumente levemente. En la fase de recuperación existe una relación clara que indica que a mayor efecto debido a la obesidad existe una mayor reducción de la banda HF asociada al parasimpático y un aumento de la banda LF. Esto parece indicar que *el factor obesidad lleva asociado un menor tono del parasimpático* que también quedó demostrado en el estudio A en situaciones de reposo (Rodríguez-Colón et al. 2011). También se apreció este *cambio debido al factor obesidad en la recuperación tras el esfuerzo en el parámetro RMSSD*, aspecto que coincide con otros trabajos que reflejaban un aumento en la recuperación del parámetro RMSSD en personas con un mejor nivel de fitness (Antelmi et al. 2008a; Ng et al. 2009; Virtanen et al. 2007). En nuestro caso se apreciaron diferencias entre la fase de esfuerzo máximo y la recuperación debidas al factor obesidad en la que el grupo normo peso aumenta en mayor medida su valor RMSSD y también entre la fase de recuperación y la fase de reposo ya tras el esfuerzo en la que dentro del sexo femenino se produce un aumento diferente en ambos grupos acercándose el grupo obeso a los valores del grupo normo peso que se presentan estables mientras que dentro del sexo masculino en el grupo normo peso aumenta en mayor medida su valor mientras que en el grupo obeso tiende a estabilizarse en un valor claramente inferior al grupo normo peso. Estos datos parecen apoyar otra conclusión de este estudio acerca de que *en el sexo masculino aun se reflejan en mayor medida los efectos de la obesidad en la alteración del sistema autónomo*.

Existen por otra parte, trabajos acerca del efecto que el ejercicio y el entrenamiento producen en la variabilidad cardiaca medida durante 24 horas o instantáneamente en reposo. A este respecto se ha matizado que en población sana y con enfermedad cardiovascular hasta los 70 años, existían unos cambios en el HRV derivados del entrenamiento aeróbico regular (Hottenrott et al. 2006). También en obesos Gutin et al. (2000a) encontraron diferencias en el nivel de activación del tono vagal que se reflejaron en un aumento del parámetro RMSSD, en la reducción del porcentaje de la energía LF frente al total y en una reducción del parámetro LFHF que refleja el balance entre el nivel simpático y el parasimpático. Estos cambios consistían especialmente en un aumento de la actividad eferente del sistema autónomo y un desplazamiento en favor de una mayor activación del sistema vagal (parasimpático). En el

anterior estudio A (7.1.6) ya quedó demostrado que en condiciones de reposo existía una mayor activación del sistema parasimpático en el grupo normo peso que en el grupo obeso lo que apoya a estos datos de una mejor condición aeróbica de este grupo de población (lo cual vimos en los valores de pico de oxígeno). Evidentemente este aspecto permitiría utilizar la lectura del HRV en reposo como una evaluación mucho más simple y menos invasiva de una mejora debida al entrenamiento aeróbico pero en este estudio se piensa que es complicado solamente usar este parámetro en reposo debido a que otros factores que hemos reseñado anteriormente podrían afectar a este aspecto y sería difícil cuantificar en que medida está afectando la mejora de la condición aeróbica u otros factores a esa variación. Nuestros datos si que apoyan que las personas con una mejor condición física reflejaron en la situación de reposo una mayor activación del parámetro RMSSD, de la activación de la banda HF y una reducción del parámetro LFHF tanto en la situación de reposo antes del esfuerzo como después.

Respecto a la comparación que se estableció en este estudio entre las dos fases de reposo pre y post a la prueba de esfuerzo, se aprecian en este estudio dos aspectos claros, por un lado que *existe una mayor activación del sistema autónomo tras el esfuerzo en el niño normo peso que en el niño obeso* debido a una mayor energía total en el niño normo peso indicando que la modulación del sistema nervioso autónomo tiene un mayor efecto en la regulación del HR en esta fase post esfuerzo en el niño normo peso y en segundo, que *el esfuerzo físico conlleva una mayor activación residual del sistema simpático tras el esfuerzo en el reposo en ambos grupos y que este aumento mayor del sistema simpático frente al parasimpático debido al reciente esfuerzo físico produce que tras el esfuerzo el balance quede a favor del simpático en ambos grupos aunque en el obeso aun se acentúa más esta dominancia*. Este dato se aprecia por ejemplo si observamos como el ratio LFHF aumentó en mayor medida en el grupo obeso tras el esfuerzo. Este hecho parece también indicar al mismo tiempo que *el grupo normo peso tiene mayor capacidad para compensar el efecto del esfuerzo con una mayor activación del parasimpático* lo que ha demostrado ser en varios trabajos un indicador de mejor condición física (Lin et al. 2008; Paschoal & Fontana 2011; Gutin et al. 2000b). Es por esto que *se plantea a este parámetro del LFHF post esfuerzo como una nueva posible medida para cuantificar la condición aeróbica, es decir el balance simpático-parasimpático transcurridos 10 min, desde un esfuerzo submáximo*.

Respecto a las relaciones existentes entre los parámetros de variabilidad cardiaca y otros factores, decir que existieron relaciones significativas entre los factores que definen la obesidad y la respuesta de variabilidad cardiaca antes, durante y después del ejercicio. *El parámetro que ha presentado mejor correlación con los parámetros de HRV ha sido el porcentaje de grasa* existiendo relaciones elevadas en los parámetros no lineales (alfa 1 en recuperación, alfa 2 en la fase de esfuerzo máximo), en los parámetros de frecuencia (LFHF, nHF y nLF en recuperación) y en los parámetros del dominio temporal (NN50 y RMSSD en reposo inicial). Respecto a las relaciones de los parámetros de HRV con la condición aeróbica de los niños decir que existió una correlación positiva del pico de VO<sub>2</sub> con respecto a la banda normalizada HF y negativa con respecto al valor de la banda normalizada LF. Esto se refleja también en la relación con la banda LFHF y el ratio LFHF obtenido mediante los métodos de tiempo-frecuencia. Estos datos no hacen sino reforzar aún más la idea de que *existe una relación positiva entre la activación del parasimpático y personas con buena condición física. Esta relación puede permitir que a través de la cuantificación del nivel parasimpático tras el esfuerzo se pueda estimar indirectamente la condición aeróbica de un*

*sujeto, sobretudo a la hora de comparar a un mismo sujeto en evaluaciones longitudinales que son las que más van a interesar en estudios de intervención en el hospital (Borresen & Lambert 2008).*

Respecto a la utilidad de la frecuencia cardiaca de recuperación tras el esfuerzo, Antelmi et al. (2008b) encontraron correlaciones entre este parámetro en los minutos 3 y 4 y el sexo, edad y valores de HRV de 24h. Chen et al. (2011) compararon el HRrecov con valores de HRV en reposo antes de la prueba y encontraron correlaciones con el HRrecov en el min. 4 con los valores SDNN, RMSSD, LF y HF. En nuestro caso, respecto a las diferencias entre el grupo obeso y el normo peso, *no se encontraron diferencias significativas en el parámetro de recuperación en el minuto 1 entre el grupo obeso y el grupo normo peso pero si en la recuperación en el minuto 2 y 3 con valores más elevados en el grupo normo peso.* Respecto a las relaciones de este parámetro con otros parámetros decir que las relaciones más significativas se encontraron en la recuperación cardiaca al segundo minuto (HRrecov 2), es por esto que a diferencia de otros estudios *en este estudio se plantea como mejor minuto para el estudio de la recuperación cardiaca en niños obesos el minuto 2*, en concreto este parámetro presenta correlaciones con el consumo de oxígeno pico, con el descenso total del consumo de oxígeno tras el esfuerzo y con el ratio de descenso por segundo del consumo de oxígeno (ratioVO<sub>2</sub>recov), nuevo parámetro que se plantea en este estudio. El hecho de que además este parámetro no presente una clara relación con factores de obesidad puede resaltar el hecho que este parámetro establezca una relación entre la condición aeróbica y la respuesta cardiovascular que no es debida al fenómeno de la obesidad y que podría explicar porque no siempre se asocia la obesidad a la condición aeróbica sino que existen alteraciones y variabilidad entre ellos. *La relación entre los factores de consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>peak , VO<sub>2</sub> decrease y ratioVO<sub>2</sub> recov) se dan también significativamente aunque en menor medida en el HRrecov al minuto 3 y al minuto 4 pero no en el minuto 1 ni en el 5.* No aparece una mejoría en las relaciones con la condición aeróbica de estos parámetros al manejar en vez del valor absoluto de la recuperación de la frecuencia cardiaca (valor pico esfuerzo - valor minuto actual), un valor de recuperación de la frecuencia cardiaca diferencial (descenso en el minuto actual con respecto al anterior). Respecto a las relaciones entre estos factores y la respuesta del sistema autónomo del paciente se puede comentar que existieron *relaciones significativas entre el HRrecov en el minuto 2 y en el minuto 4 con multitud de parámetros de HRV en la fase de recuperación (especialmente relacionados con la banda HF)* (nHF, RMSSD, SD2 y SDNN). Estos datos coinciden en ciertos aspectos con los datos de Chen et al. (2011) en jóvenes.

Los valores de la respuesta cinética al consumo y decremento de parámetros ventilatorios (consumo de oxígeno y expulsión de CO<sub>2</sub> en este caso) parece que evalúan la respuesta del sistema cardiovascular y los requisitos metabólicos que necesita el ejercicio muscular (Potter & Unnithan 2005; Wang et al. 2011). En nuestro caso este tipo de análisis también se realizaron sobre la frecuencia cardiaca (Buchheit et al. 2007). Respecto a las diferencias en los parámetros debidas a la obesidad, decir que en lo que respecta a la caída del consumo de oxígeno, *el valor final de VO<sub>2</sub> se ha mantenido mucho más elevado en el grupo normo peso* (6,8 ml/min·kg, recordar que 3,5 es lo que suele considerarse como el equivalente al metabolismo basal estándar), se ha producido un mayor descenso global de esta variable en el grupo normo peso desde esfuerzo a valor estable y *el ratio por segundo de descenso del consumo de oxígeno ha sido mayor en el grupo normo peso.* Con respecto a la frecuencia cardiaca solo existieron diferencias significativas en el decremento total del valor, con un

mayor descenso del valor máximo al mínimo en el grupo normo peso. Respecto a las posibles relaciones entre parámetros ventilatorios y de la cinética decir que aunque las constantes de tiempo de la frecuencia cardiaca y el consumo de oxígeno no presentan una buena relación si que existe una buena relación entre el descenso total de la frecuencia cardiaca con el modelo exponencial HR con el parámetro de descenso del  $\text{VO}_2$  ( $\text{VO}_2$  decrease) que a su vez ha demostrado tener una elevada correlación con la condición aeróbica por lo que podríamos determinar que *el parámetro de descenso total obtenido con el modelo de cinética de la frecuencia cardiaca podría también ser un buen estimador de la condición aeróbica del sujeto obeso.*

Uno de los objetivos de este estudio se centraba en justificar la extrapolación de la condición aeróbica del sujeto a través del análisis exclusivo de la respuesta cardiaca. En el estudio anterior ya se demostró su posible utilidad como estimador del consumo de oxígeno y por ende del consumo metabólico de una manera continua, lo que sería necesario sería el determinar su posible utilidad en la determinación de parámetros que permiten caracterizar la capacidad aeróbica o (lo que se llaman como nivel de fitness o condición física) de un individuo. Ello nos permitiría evaluar la evolución del niño obeso y aplicar una intervención modulada a esta caracterización. En este aspecto el estudio se ha centrado en diversos posibles parámetros a extraer de la respuesta cardiaca a una prueba submáxima. En concreto en parámetros de variabilidad cardiaca y parámetros de recuperación de la frecuencia cardiaca. Se han encontrado diferencias significativas entre la población obesa y la población normo peso en la respuesta de la variabilidad cardiaca tanto entre las diferentes fases de reposo como durante el esfuerzo y en la fase de recuperación.



## 8. Conclusiones

## 8. CONCLUSIONES

---

### 8.1. VERSIÓN CASTELLANO

---

Se enumeran las conclusiones que se pueden extraer estrictamente atendiendo a los estudios presentados. En este caso y atendiendo a los objetivos específicos que se desglosaron en el capítulo 5 de Justificación y objetivos se proceden a enumerar los objetivos que se plantearon en esta tesis ofreciendo la explicación o conclusión que este trabajo ofrece para cada uno de ellos. Otro tipo de suposiciones o hipótesis deberán ser contrastadas para su enumeración en futuros trabajos.

Respecto al **Estudio A** las principales conclusiones que este estudio ha conseguido responder en base a los objetivos específicos que se plantearon son:

1. *¿Existen diferencias en el metabolismo basal entre el niño obeso y el niño normo peso?*

A este respecto se ha encontrado que *existieron diferencias significativas en todas las variables del metabolismo en reposo excepto al ponderar el RMR por la masa no grasa, lo que ha llevado a proponer en esta Tesis al metabolismo en reposo ponderado por la masa magra (RMR/ffm) como valor más eficaz para evaluar la respuesta metabólica en reposo que el metabolismo total en reposo (RMR)*. Los factores relacionados con las alteraciones del metabolismo basal parecen no limitarse a la obesidad sino que otros como los genéticos, medioambientales, etc.... pueden influir en esta respuesta.

2. *¿Existen diferencias entre las medidas del metabolismo basal de los modelos teóricos y las medidas realizadas por calorimetría?*

Respecto a este punto se validaron más de 26 modelos existentes en la literatura científica (Weijs & Vansant 2010; Hofsteenge et al. 2010). Dentro de los modelos elegidos, existían modelos que se han obtenido de población de niños normo peso, otros se habían extraído de población infantil general y otros exclusivamente de población obesa. También se presentaron algunos modelos de adultos. *En el caso de los obesos, los seis mejores resultados se obtuvieron de modelos extraídos de población adulta y no de modelos extraídos de población infantil obesa, de población normo peso o de una combinación de ambas*. Aunque existieron modelos que obtuvieron un porcentaje elevado de niños en los que se obtuvo un error absoluto por debajo del 10% planteado, se han dado mediciones individuales con errores muy elevados del orden del 40-50% lo que nos daría a caracterizar a esos niños en tipos de metabolismo (lento, normal y rápido) erróneos. Esto indica *la variabilidad en la respuesta en este grupo de población y la necesidad de instaurar una medida real de este parámetro en cada niño para caracterizarlo adecuadamente y facilitar la individualización del tratamiento*.

3. *¿Es interesante por tanto, el realizar esta prueba de metabolismo basal en situaciones clínicas?*

La medida real del metabolismo basal va a evitar el error sistemático que se ha apreciado que aportan los modelos teóricos, no obstante esta medida requiere de un equipamiento de un



cierto coste económico y de tiempo ( un mínimo de 15 minutos), el disponer de personal para su realización y además unas ciertas condiciones en el paciente (ayunas, relajado, posición supina, ambiente tranquilo). Queda *aún por determinar si la aplicación de esta prueba, de mayor sensibilidad, puede ayudar en la atención a los pacientes en los departamentos de pediatría*. El presente trabajo de investigación supone un avance para caracterizar mejor las posibles alteraciones metabólicas en el niño obeso. Además otro aspecto demostrado en la tesis es la utilidad de esta prueba para calibrar las ecuaciones de estimación del consumo calórico ambulatorio y permitir el cálculo de los rMET en los modelos metabólicos (ver apartado 7-167).

4. *¿Existen alteraciones en el sistema autónomo del niño obeso frente al niño normo peso en situaciones de reposo?*

Respecto al análisis de la variabilidad cardiaca en reposo se ha encontrado que el *niño obeso tiene un mayor tono simpático (asociado normalmente a la banda LF) y menor parasimpático (banda HF) que el niño normo peso en reposo*. Si atendemos al metabolismo ponderado en peso o ponderado en masa magra parece que existe una *correlación positiva entre estos valores y los factores de HF y negativa con los factores de LF*. La valoración entre la complejidad de la variabilidad cardiaca, estimada por la Entropía Muestral, y la respuesta metabólica mostró que los niños con un metabolismo acelerado presentaban una mayor complejidad. En el otro extremo, los niños con un metabolismo lento, tenían una menor complejidad en la señal de variabilidad cardiaca. *Estos hechos señalan la importancia de la medida de la variabilidad cardiaca en reposo en la interpretación de la respuesta metabólica basal del niño obeso y del niño normo peso*.

5. *¿Si así fuera que parámetros o técnicas de la variabilidad cardiaca son las más indicadas para estudiar estas alteraciones?*

Parece interesante el trabajar con las *variables que reflejen la activación del sistema parasimpático (RMSSD, energía banda HF, ratio LFHF) así como parámetros que aporten información acerca de la fractalidad y complejidad no lineal de esta señal como son el análisis DFA y el análisis de la Entropía Muestral*.

6. *¿Se han encontrado relaciones significativas entre el metabolismo basal del niño obeso y ciertas variables de composición corporal, fisiológicas o analíticas?*

*No se han encontrado relaciones significativas entre el tipo de metabolismo y factores antropométricos ni de composición corporal*. Respecto a la respuesta fisiológica se encontraron *relaciones entre la presión sistólica con el metabolismo total (RMR), de la presión diastólica con el metabolismo ponderado en peso (RMR/wt) y de la frecuencia respiratoria en reposo con el consumo ponderado en masa no grasa (RMR/ffm)*.

Se encontraron *relaciones significativas entre los valores de insulina y el índice HOMA y las medidas de metabolismo basal total (RMR)*. También aparecieron *relaciones entre los valores de insulina, y los índices HOMA y QUICKI y los valores de Presión Arterial Diastólica*.

7. *¿Que parámetros ayudarían a caracterizar una prueba de metabolismo basal clínica en un hospital en un tratamiento de obesidad infantil?*

Determinar el metabolismo diario en reposo (RMR), el tipo de Metabolismo (acelerado, normal, lento) y conocer mediante métodos sensibles la composición corporal para extraer el metabolismo diario en reposo ponderado en la masa magra (RMR/ffm).

Si a todo lo anterior unimos el interés de esta prueba por determinar alteraciones del sistema autónomo de niño obeso (HRV), así como la frecuencia cardiaca en reposo (HRrest) y el consumo de oxígeno en basal (VO<sub>2</sub>basal) estos dos últimos como marcadores de la condición aeróbica del niño obeso, *este trabajo recomienda instaurar una medida del Metabolismo Basal en Reposo (RMR, 'resting metabolic rate') al menos 1 vez al año en niños obesos bajo tratamiento*. La recomendación de una medida anual se debe a que el metabolismo es un factor con una dinámica lenta y no son esperables cambios notables antes de un año. Solamente la detección de cambios en la condición física o composición corporal del niño con posibles efectos en el metabolismo basal aconsejarían su realización en un intervalo mas corto.

Respecto al **Estudio B** las principales conclusiones que este estudio ha conseguido responder en base a los objetivos específicos que se plantearon son:

8. *¿Qué tipo de señales continuas son las adecuadas a monitorizar para estimar el consumo metabólico y/o la actividad física del niño obeso en condiciones de esfuerzo y reposo?*

La mejor *combinación* de señales a monitorizar de manera continua en todos los modelos ajustados fue la *compuesta por la frecuencia cardiaca y la señal de acelerometría triaxial*.

9. *¿Qué diferencias existen en la respuesta metabólica y fisiológica del niño obeso frente al niño normo peso en una situación de esfuerzo y en una situación sedentaria o basal?*

En la situación de esfuerzo se podrían resumir en: el valor más alto del pico de oxígeno ponderado en peso y mayor duración en minutos de la prueba del niño normo peso frente al obeso. Estos datos hablan de una *mejor condición aeróbica en general en el niño normo peso* aunque es de destacar que *existen niños obesos con una condición física similar a los normo pesos*.

10. *¿Cuál es la población adecuada de la que extraer los modelos de estimación metabólica, una población normal o una población específica obesa?*

*Los modelos de estimación del consumo metabólico para niños obesos ajustados en población obesa ofrecieron un mejor resultado* que los modelos ajustados con una población infantil con una distribución normal de peso. En esta Tesis se ha generado un nuevo modelo

de estimación del consumo metabólico para niños obesos ajustado con población obesa basándose en esta premisa.

11. *¿Qué tipo de variables metabólicas son las adecuadas para estimar en los modelos que se extraigan?*

*La mejor variable a estimar en los modelos metabólicos para niños obesos fue el consumo de oxígeno ponderado en peso.*

12. *¿Es mejor trabajar con unidades metabólicas ponderadas por el metabolismo basal de cada paciente?*

Los resultados han mostrado que trabajar con unidades metabólicas MET estándar que suponen un valor estándar basal es un error en población infantil, especialmente en población normo peso aunque no tanto en la población obesa que se acerca más al valor estándar adulto elegido, no obstante *siempre que se disponga de una medición del consumo basal de oxígeno del niño, esta Tesis recomienda que se realice la conversión de esta variable en la variable que se propone en la tesis rMET* que ofrecerá una visión mucho más realista en estudios metabólicos ambulatorios.

13. *¿Qué tipo de técnicas de identificación de modelos son las más adecuadas y las que producen mejores resultados a la hora de estimar el consumo metabólico en niños obesos?*

Son varios los aspectos que a este respecto la tesis ha dejado apuntados:

- *Los modelos desarrollados con la técnica MARS (“multi adaptive regression splines”) han sido los que mejor ajuste han tenido y se proponen como una técnica futura de identificación de modelos metabólicos.*
- *Los modelos de identificación paramétricos han obtenido buenos resultados y de entre ellos el mejor ha sido del modelo no lineal de Hammerstein.*
- *Respecto a los modelos de regresión múltiple lineales, el mejor modelo ha sido el que a las señales continuas de HR y ACC ha añadido la frecuencia cardiaca en reposo (HRrest) y el valor de la cintura.*
- *Para una buena estimación de patrones de actividad en el niño obeso, se deberían realizar mediciones de su metabolismo basal y una prueba de esfuerzo lo que permitiría calibrar las ecuaciones de estimación metabólicas desarrolladas e integradas en el TIPS shirt a cada individuo.*

14. *¿Qué consideraciones se deben tener en cuenta para la realización de pruebas de esfuerzo en niños obesos en el futuro?*

En esta tesis se recomienda que más adelante se estudie el definir una serie de modificaciones en el protocolo de Balke adaptadas al perfil por edad y grado de obesidad para intentar alcanzar pruebas de esfuerzo con duraciones de 8 a 10 minutos. Resultaría interesante el considerar realizar también pruebas de esfuerzo en cicloergómetro con el hecho de comparar su efectividad, especialmente para valorar respuestas ventilatorias y de capacidad aeróbica en población infantil donde no queremos que el efecto del peso intervenga o permitir realizar mediciones del sistema barorreflejo de presión arterial continuada con mucha mayor facilidad y precisión.

Respecto al **Estudio C** las principales conclusiones que este estudio ha conseguido responder en base a los objetivos específicos que se plantearon son:

15. *¿Existen diferencias en la respuesta fisiológica del niño obeso al esfuerzo?*

Los valores obtenidos explican que el *niño obeso en general muestra una peor condición aeróbica frente al niño normo peso* y que el sexo masculino muestra una mejor condición aeróbica tanto en el grupo obeso como en el normo peso. *No obstante existieron variaciones en la respuesta* (niños obesos con una condición aeróbica aceptable y niños normo peso con una mala condición aeróbica), *que recomiendan el cuantificar esta capacidad mediante pruebas de esfuerzo clínicas.*

Respecto al consumo energético, *el consumo total de energía fue superior en el niño obeso* mientras que el consumo metabólico del niño obeso se obtuvo inferior al niño normo peso por el cálculo de unidades metabólicas equivalentes (MET), *sin embargo al ponderarlo frente a su consumo basal (rMET), el consumo fue similar tanto en el grupo obeso como en el normo peso* con valores equiparables a lo que se considera una actividad intensa.

16. *¿Cuáles son los mejores métodos y parámetros para cuantificar las alteraciones en el sistema autónomo del niño obeso durante el esfuerzo y en la recuperación si es que existen?*

Respecto a los métodos que se han comparado, estos han sido en el dominio del tiempo, no lineal, de la frecuencia y del tiempo-frecuencia.

Parece que *el método no lineal y el método de tiempo-frecuencia (AR o Wavelet) pueden ser los métodos más interesantes para analizar la señal de variabilidad durante el esfuerzo.* El primero puesto que no se ve tan afectado por la no estacionalidad y el segundo grupo porque permite analizar las variables en frecuencia de la variabilidad evolucionando en el tiempo del esfuerzo.

17. *¿Que tipo de alteraciones o diferencias se registraron durante el esfuerzo y la recuperación en la variabilidad cardiaca entre el grupo obeso y el normo peso?*

Midiendo la entropía se encontró que *el niño normo peso presenta una mayor recuperación de la complejidad tras el esfuerzo en la señal cardiaca frente al niño obeso.*

En el grupo *normo peso* existe una mayor reactivación del tono autónomo general que queda reflejado en valores de energía que doblan a los valores de energía total del grupo *obeso* tanto en la fase de recuperación post esfuerzo como en la fase de reposo post esfuerzo. Al cesar el esfuerzo se produce una mayor aumento de la acción parasimpática en el grupo *normo peso* que en el grupo *obeso*, grupo en el que la banda simpática sigue predominando. Esto parece indicar que el *factor obesidad* lleva asociado un menor tono del parasimpático. En el sexo masculino aun se reflejan en mayor medida los efectos de la obesidad en la alteración del sistema autónomo.

18. *¿Existen diferencias significativas en el sistema autónomo en reposo antes y después de una prueba de esfuerzo, y entre un grupo obeso y normo peso?*

En este trabajo se resaltan dos aspectos claros:

Primero que existe una *mayor activación del sistema autónomo tras el esfuerzo en el niño normo peso que en el niño obeso*.

Segundo, que el *esfuerzo físico conlleva una mayor activación residual del sistema simpático tras el esfuerzo en el reposo en ambos grupos* y que este aumento mayor del sistema simpático frente al parasimpático debido al reciente esfuerzo físico produce que el balance quede a favor del simpático en ambos grupos aunque *en el obeso aun se acentúa más esta dominancia*. Es por esto que podríamos concluir como segundo aspecto que el *grupo normo peso tiene mayor capacidad para compensar el efecto del esfuerzo con una mayor activación del sistema parasimpático tras el esfuerzo*.

19. *¿De qué manera podemos determinar la intensidad relativa de la actividad física del niño obeso durante la prueba?*

La *intensidad relativa de la actividad física* correlacionó bien con el porcentaje de frecuencia cardíaca en reserva. Esto ahonda en un aspecto que se trata a lo largo de la tesis, que trata de detectar si sería posible caracterizar parte de la respuesta al esfuerzo del sujeto solo con mediciones cardíacas. Evidentemente si se consiguiera caracterizar con una sensibilidad aceptable al niño solo con un equipo de ECG se facilitaría mucho el poder realizar este tipo de medidas e intervenciones a nivel clínico en cualquier entorno social y económico.

20. *¿Existen diferencias en la recuperación de la frecuencia cardíaca y la respuesta ventilatoria tras el esfuerzo máximo entre el niño normo peso y el niño obeso?*

No se encontraron diferencias significativas en el parámetro de recuperación en el minuto 1 entre el grupo *obeso* y el grupo *normo peso* pero sí en la recuperación en el minuto 2 y 3 con valores más elevados en el grupo *normo peso*, esta tesis plantea *como mejor minuto para el estudio de la recuperación cardíaca en niños obesos el segundo minuto*. Respecto a los valores totales de recuperación de la *frecuencia cardíaca* existieron diferencias significativas

*en el decremento total del valor, con un mayor descenso del valor máximo al mínimo en el grupo normo peso.*

Respecto a los valores de cinética calculados en la ventilación, decir que *el valor final de VO<sub>2</sub> se ha mantenido mucho más elevado en el grupo normo peso* aunque el ratio por segundo inicial de descenso era mayor en el grupo normopeso luego este se amortiguó terminando en un valor mayor. Este *parámetro del ratio por segundo de caída de variables ventilatorias es otra aportación de este estudio a la hora de cuantificar la recuperación ventilatoria del niño obeso.*

21. *¿Podrían existir parámetros que ayudaran a caracterizar una prueba de esfuerzo clínica en un hospital en un tratamiento obesidad infantil con instrumentos de medida cardiacos?*

*Si, podrían existir parámetros de caracterización con instrumentos de medida cardiaca. En esta tesis se proponen 5 parámetros posibles:*

- ***Entropía antes, durante y después de un esfuerzo submáximo:*** este valor parece reflejar un comportamiento respecto a la población obesa y normo peso que podría ser un indicador de la capacidad para perder y recuperar el grado de complejidad en la respuesta del sistema autónomo antes durante y después de un esfuerzo submáximo.
- Es en el ***HR de subida en el minuto 5*** en el que se han encontrado relaciones significativas con el VO<sub>2</sub>peak , con el grado de Obesidad y con la duración de la prueba. Este puede ser uno de los parámetros factibles a la hora de caracterizar al niño obeso en la prueba de esfuerzo.
- ***LFHF en reposo antes y después de esfuerzo submáximo:*** Es por esto que se plantea este parámetro como una medida nueva para cuantificar la condición aeróbica, es decir la relación simpático parasimpático transcurridos 10 min, desde un esfuerzo submáximo.
- ***HR de recuperación en el minuto 2:*** en concreto este parámetro presenta correlaciones con el Consumo de Oxígeno pico, con el descenso Total del consumo de Oxígeno tras el esfuerzo y con el ratio de descenso por segundo del consumo de Oxígeno (ratioVO<sub>2</sub> recov), nuevo parámetro que se plantea en este Estudio. La relación entre los factores de consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>peak , VO<sub>2</sub> decrease y ratioVO<sub>2</sub> recov) se dan también significativamente aunque en menor medida en el HR recov al minuto 3 y al minuto 4 pero no en el minuto 1 ni en el 5. Se podrá estudiar en el futuro realizar modelos que integren el efecto de la Frecuencia Cardiaca de Recuperación en los minutos 2,3 y 4. Este parámetro del HR recov al minuto 2 mantuvo relaciones significativas con varios parámetros de análisis de la variabilidad cardiaca.
- ***Descenso del HR tras el esfuerzo submáximo:*** el parámetro de descenso total obtenido con el modelo de cinética de la Frecuencia Cardiaca podría también ser un buen estimador de la condición aeróbica del sujeto obeso. Existe una buena relación entre el descenso total de la Frecuencia Cardiaca con el modelo exponencial HR con

el parámetro de descenso del  $VO_2$  ( $VO_2$  decrease) que a su vez ha demostrado una elevada correlación con la condición aeróbica.

22. *¿Sería posible realizar esta caracterización contando solo con un equipo de ECG continuo como el TIPS shirt?*

Por un lado *se ha demostrado que la calidad de la señal ECG obtenida con un equipo clínico de estas condiciones como es el TIPS shirt es necesaria y al mismo tiempo suficiente para realizar un análisis clínico de la variabilidad cardiaca y de la recuperación de la frecuencia cardiaca* gracias al apoyo también de las herramientas de procesamiento que se aportan en esta Tesis. No parece indicado el uso de sensores de frecuencia cardiaca que no almacenen la señal de ECG en crudo debido a que se hace necesario poder trabajar con una señal original para determinar con calidad el Tacograma. Por otro lado *no parece necesario el disponer de equipos de electrocardiografía más complejos* a no ser que se trate durante la prueba de analizar otro tipo de posibles alteraciones o patologías cardiacas.

Por otro lado, viendo el tipo de variables que se han determinado como objetivo para cuantificar la condición física del individuo y las herramientas software que se han desarrollado en este trabajo *parece totalmente factible el poder integrar y cuantificar la condición física y respuesta del sistema autónomo del niño obeso durante una prueba de Esfuerzo con solo un equipo de monitorización de ECG continuo y un sistema software de análisis de la señal y extracción de parámetros.*

En conclusión, nuestros resultados sugieren principalmente que *tanto en las medidas de metabolismo basal como en las medidas de pruebas de esfuerzo se han reflejado una serie de alteraciones y relaciones existentes en la población obesa que aconsejan el hecho de realizar este tipo de pruebas en condiciones clínicas para un mayor conocimiento del niño obeso y una mejor aplicación de tratamientos e intervenciones que abocaran en una individualización del tratamiento y una mejor adherencia.*

En el **estudio A** se ha demostrado que *existieron diferencias significativas en todas las variables excepto al ponderar el RMR por la masa no grasa.* Y que no parece que exista una relación entre el grado de obesidad y el tipo de metabolismo, seguramente otros factores medioambientales y genéticos influyen en mayor manera en esta variabilidad. Por ello, *este estudio propone trabajar con medidas del metabolismo basal ponderado en masa no grasa.* De esta idea ya se extrae *la necesidad de desarrollar programas de intervención que estimulen el desarrollo de masa magra en el sujeto obeso. El factor obesidad no es el único factor que produce las alteraciones en la respuesta metabólica basal.* Este aspecto refuerza *el realizar esta prueba y no estimar mediante modelos teóricos el metabolismo basal de cada niño obeso para caracterizarlo adecuadamente y facilitar la individualización del tratamiento.*

Analizando los valores obtenidos en el componente de la frecuencia de la variabilidad cardiaca se ha determinado que *el niño obeso tiene un mayor tono simpático (asociado normalmente a la banda LF) y menor parasimpático (banda HF) que el niño normo peso en reposo.* Si atendemos al metabolismo ponderado en peso o ponderado en masa magra parece que existe *una correlación positiva entre los factores de HF y una correlación negativa entre los factores de LF.* Este aspecto podría indicar que una mayor activación del parasimpático en reposo está relacionada con un mayor consumo energético por kilo de masa magra,

situación que se da mayoritariamente en el normo peso. Estos hechos parecen indicar de nuevo que *el análisis de la variabilidad cardiaca (HRV) podría explicar posibles alteraciones en la respuesta metabólica del niño obeso*. Si a todo lo anterior unimos el interés de esta prueba por determinar alteraciones del sistema autónomo de niño obeso y la extracción de parámetros que ayuden a caracterizar la condición física del niño obeso, se entiende que *este trabajo recomienda siempre que sea posible realizar una medida del metabolismo basal en reposo*.

En el **estudio B** se ha demostrado que los modelos extraídos de la población obesa son más efectivos para estimar el consumo metabólico en niños obesos que los modelos extraídos de una población normal. Los errores obtenidos de los modelos extraídos del grupo de población normal no son aceptables para la monitorización del consumo metabólico en pacientes obesos bajo tratamiento clínico. Respecto a los modelos, los modelos conjuntos con la señal de ACC y HR son los que mejor respuesta dan y de estos modelos, el modelo lineal obtenido por regresión múltiple que combina el HR el ACC, el HR en reposo (HRrest) y la cintura, el modelo no lineal de Hammerstein con las variables de la diferencia del HR frente al de reposo y la diferencia del Acelerómetro frente al de reposo y el modelo obtenido con la técnica de MARS con las señales de (HR, ACC, HRrest y cintura) han sido los tres que mejor resultado han demostrado y que serán validados en situaciones cotidianas para incorporar su uso en terapias clínicas.

En el **estudio C** el objetivo se centraba en justificar la extrapolación de la condición aeróbica del sujeto a través del análisis exclusivo de la respuesta cardiaca por un lado y por otro analizar las alteraciones de variabilidad cardiaca debidas al esfuerzo. La prueba de esfuerzo nos permitirá evaluar la condición del niño obeso y aplicar una intervención modulada a esta evaluación. En este aspecto el estudio se ha centrado en diversos posibles parámetros a extraer de la respuesta cardiaca durante una prueba submáxima de esfuerzo. En concreto se ha centrado en parámetros de variabilidad cardiaca y parámetros de recuperación de la frecuencia cardiaca. Se han encontrado diferencias significativas entre la población obesa y la población normo peso en la respuesta de la variabilidad cardiaca tanto entre las diferentes fases de reposo como durante el esfuerzo y en la fase de recuperación.

Esta tesis ha intentado de esta manera y a través de una serie de estudios el *caracterizar la respuesta del niño obeso tanto metabólica, ventilatoria como cardiovascularmente*. Para ello una serie de plataformas hardware como el TIPS y el TIPS *shirt* han sido desarrolladas junto a una serie de plataformas software para la captación de señales fisiológicas durante las pruebas y algoritmos de análisis de las señales posteriormente. Los datos obtenidos han sido analizados utilizando técnicas avanzadas de procesamiento. Estos sensores junto a estas técnicas se tratarán de integrar en nuevos tipos de medidas clínicas y ambulatorias que aumenten el conocimiento y la efectividad de los programas terapéuticos, de intervención y de promoción de la actividad física, la lucha contra el sedentarismo y la lucha contra la obesidad, auténticas lacras de este siglo en el que nos encontramos.



## 8.2. ENGLISH VERSION

---

In this chapter, the conclusions drawn from the present study will be presented. Taking into account the specific objectives that are outlined in Chapter 5, Justification and Objectives, an explanation and conclusion will be offered for each of these objectives. Further assumptions or hypotheses will be proposed for future study.

Regarding **study A**, the main conclusions that this study has reached based on the specific objectives are:

1. Are there differences in basal metabolic rate between the obese child and the normal weight child?

*Significant differences have been found in all the metabolism variables at rest except RMR weighted by non-fat mass, which has led to the proposal that the lean mass-weighted metabolism at rest (RMR/ffm) is the most effective value to evaluate the metabolic response at rest in comparison to the overall metabolism at rest (RMR). Alterations in basal metabolism-related factors do not appear to be limited to obesity but to other factors such as genetic, environmental, etc., which can influence this response.*

2. Are there any differences between the estimation of the basal metabolic rate from theoretical models and direct measurements by calorimeter?

For this point more than 26 existing models in the scientific literature were validated (Weijs & Vansant 2010; Hofsteenge et al. 2010). Among the chosen models, are those that have been obtained from a population of normal weight children; others have been extracted from a general child population, and others exclusively from an obese population. Some models of adults were also presented. *In the case of the obese, the six best results were from models extracted from an adult population and not from models extracted from an obese child population, normal weight population, or a combination of both.* Even though there were models that had a high percentage of children, and in which an absolute error of less than 10% was raised, there were individual measurements with very high errors of up to 40-50%, which would characterize these children wrongly, in terms of type of metabolism (slow, normal and fast). This indicates *the variability in response in this population group and the need to establish a real measurement of this parameter in each child in order to properly characterize them and to facilitate the individualization of treatment.*

3. Is it relevant, therefore, to perform this basal metabolism test in clinical situations?

The real measure of basal metabolism will avoid the systematic error that occurs in the theoretical models. However, this measure requires expensive equipment, time (a minimum of 15 minutes), staff to perform it, and also certain conditions in the patient (fasting, relaxed, supine position, quiet room). *It is yet to be determined if the application of this test, with increased sensitivity, can help care for patients in the departments of Paediatrics.* The work

of this research is a breakthrough to further characterize the possible metabolic disorders in obese children. Another aspect demonstrated in the thesis is the usefulness of this test to calibrate the equations of estimation of the ambulatory caloric consumption, and the calculation of the rMET metabolic models (see section 7-167).

4. Are there differences in the changes in the autonomic system of the obese child and normal weight child in rest situations?

Regarding the analysis of heart variability at rest, it has been found that the *obese child has a greater sympathetic tone (normally associated with the LF band) and lesser parasympathetic (HF-band) than the normal weight child at rest*. If we look at weight-weighted or lean mass-weighted metabolism, it seems that *there is a positive correlation between these values and the factors of HF and a negative correlation with factors of LF*. The assessment of the complexity of heart variability, estimated by the sample entropy, and the metabolic response, showed that children with an accelerated metabolism had a greater complexity. On the other hand, children with a slow metabolism had a less complex response in heart rate variability. *These facts point to the importance of the measurement of heart variability at rest in the interpretation of the basal metabolic response of obese and normal weight children.*

5. Which parameters or analysis of cardiac variability are more indicative when studying these changes?

It seems better to work with *variables that reflect the activation of the parasympathetic system (RMSSD, HF energy band, LFHF ratio) as well as parameters that provide information about the fractal level and non-linear complexity of this signal* such as DFA analysis and the analysis of the sample entropy.

6. Have significant relationships been found between the basal metabolic rate of obese children and certain variables of body composition, physiological or analytical?

*No significant relationships have been found between the type of metabolism and anthropometric factors and body composition*. Regarding the physiological response, *relationships were found between systolic pressure and total metabolism (RMR), between diastolic pressure and weight-weighted metabolism (RMR/wt), and between respiratory rates at rest with non-fat mass-weighted metabolism (RMR/ffm)*. There were *significant correlations between insulin, HOMA index and basal metabolism (RMR)*. Also there were *significant correlations between insulin, HOMA and QUICKI indexes and diastolic blood pressure values*.

7. What parameters would help to characterize a clinical basal metabolism test in the treatment of childhood obesity in a hospital?

Determining the daily metabolism at rest (RMR), the type of metabolism (fast, normal, slow) and learn about body composition using sensitive methods to extract daily metabolism at rest lean mass-weighted (RMR/ffm).

In addition to determining alterations of the autonomic system of obese children (HRV), as well as heart rate at rest (HRrest) and the basal oxygen consumption (VO<sub>2</sub>basal), the latter two as markers of the obese child's aerobic condition, *this work recommends establishing a measure of Basal Metabolism at Rest (RMR, 'resting metabolic rate') at least once a year in obese children under treatment*. The recommendation for annual measurement is due to the

fact that metabolism is a factor with a slow dynamic and notable changes are not expected before one year. Only with the detection of changes in the body composition of a child, with possible effects on basal metabolism or physical condition, would its realization be advisable in a shorter interval time.

With respect to **study B**, the main conclusions that this study has reached based on the specific objectives are:

8. What types of continuous signals should be monitored to estimate metabolic consumption and/or physical activity in obese children obese while active and at rest?

The *best combination* of signals to be monitored on a continuous basis in all the adjusted models was the combination of *heart rate and the triaxial accelerometer signal*.

9. Do differences exist in the metabolic and physiological response of obese children against normal weight children in an active situation and a sedentary situation?

In the active situation, differences can be summarized as the highest value of peak oxygen weight-weighted and a longer duration in minutes of the normal weight against the obese children. These data indicate a *better aerobic condition in general in the normal weight child, although it must be mentioned that there are obese children with a similar physical condition to normal weight children*.

10. What is the appropriate population from which models of metabolic estimation should be extracted, a normal population or a specific population that is obese?

*Models for the estimation of the metabolic consumption in obese children adjusted for an obese population provided a better outcome* than the models adjusted for a child population with a normal weight distribution. In this thesis a new model for the estimation of the metabolic consumption has been generated in obese children adjusted only for an obese population based on this premise.

11. What types of metabolic variables should be estimated from the extracted models?

The best variable to estimate metabolic models for obese children was weight-weighted oxygen consumption.

12. Is it better to work with metabolic units weighted by basal metabolism of each patient?

The results have shown that working with standard metabolic units (MET) that suppose a standard baseline is an error in children, especially in a normal weight population, although not as much in the obese population, which is closer to the adult standard value chosen. However, as long as it is possible to measure basal oxygen consumption in the child, *this thesis recommends converting this variable into the new variable proposed in the thesis rMET, which will provide a much more realistic result in ambulatory metabolic studies*.

13. What kind of model identification techniques are the most appropriate and which produce better results when it comes to estimating metabolic consumption in obese children?

There are several aspects that the thesis has focused on:

- The models developed with the MARS ("multi adaptive regression splines") technique have the best fit and are proposed as a future technique for identification of metabolic models.
  - Parametric identification models have obtained good results and among them the best has been the non-linear model of Hammerstein.
  - With respect to linear regression models, the best model has been the one that combines HR and ACC continuous signals with heart rate at rest (HRrest) and the waist value.
  - For a good estimation of patterns of activity in obese children, a stress test should be performed and their basal metabolic rate should be measured. These will allow the calibration of the metabolic estimation equations, developed and integrated into the TIPS shirt in each individual.
14. Which considerations should be taken into account for the stress test in obese children in the future?

In this thesis, further study is recommended of defining a series of changes in the Protocol of Balke, adapted to the profile by age and degree of obesity, to try to reach stress tests with durations of 8 to 10 minutes. It would also be interesting to perform stress tests of cicloergometer, comparing its effectiveness when rating ventilatory responses and aerobic capacity in children without accounting for the effect of weight. It will also allow for measurements of blood pressure with much greater ease and accuracy.

Regarding the **study C**, the main conclusions that this study has reached based on the specific objectives are:

15. Are there differences in the physiological response to activity in obese children?

The values obtained explain that generally, obese children have a worse aerobic condition than the normal weight children. Males demonstrate a better aerobic condition both in the obese group and in the normal weight one. However, there were variations in the response (obese children with an acceptable aerobic condition and normal weight children with a poor aerobic condition), and therefore clinical stress tests were performed to quantify their capacity.

Regarding energy consumption, *total energy consumption was higher in the obese child* while the obese child metabolic consumption of units metabolic equivalent (MET) was lower than in normal weight children. However, weighted against their baseline consumption (rMET), consumption was similar in both the obese group and the normal weight group, with values comparable to those considered intense physical activity.

16. What are the best methods and parameters to quantify changes in the autonomic system of the obese child during exertion and recovery, if they exist?

Non-linear, frequency, and time-frequency domain methods were compared.

It seems that *the non-linear method and the method of time-frequency (AR or Wavelet) are the most interesting methods to analyse the signal variability during exertion*. The first

method, because is not affected by the non-stationary response of HRV during effort, and the second method, because it allows for analysis in frequency of the cardiac variability, evolving along with the time of the effort.

17. Which kinds of alterations or differences were recorded during activity and recovery in heart variability among the obese group and the normal weight?

Measuring the entropy it was found that the normal weight child presents a greater recovery after activity than the obese child.

In the normal weight group there is a better revival of the general autonomic tone, which is reflected in the energy values that bend to the total energy values of the obese group, both in the phase of recovery post activity and in the phase of rest after activity. After activity, a greater increase in parasympathetic action is produced in the normal weight group than in the obese group, in which the sympathetic band remains dominant. This seems to indicate that the obesity factor is associated with a lower tone of the parasympathetic system. In males the effect of obesity in the alteration of the autonomic system is reflected to an even greater extent.

18. Are there significant differences in the autonomous system at rest before and after a stress test, and between obese and normal weight groups?

In this study two clear aspects are highlighted:

First, that *there is a greater activation of the autonomous system after activity in normal weight children than in obese children.*

Second, that *physical activity involved more residual activation of the sympathetic system after activity, at rest, in both groups* and that this greater increase of the sympathetic system than the parasympathetic due to recent physical exertion, causes the balance in favour of the sympathetic in both groups, while *in the obese this dominance is even more accentuated.* That is why we could conclude as the second aspect that the *normal weight group has a greater capacity to offset the effect of activity with a greater activation of the parasympathetic system after this activity.*

19. How can we determine the relative intensity of physical activity of obese children during the test?

*The relative intensity of physical activity correlated well with the percentage of heart rate reserve.* This is an aspect which is dealt with throughout the thesis. Would it be possible to characterize part of the activity response of the individual subject with heart measurements alone? Obviously if it were possible to acceptably characterize the sensitivity of the child using only an ECG monitoring device, this would greatly facilitate these measurements and clinical interventions in all social and economic contexts.

20. Do differences exist in heart rate recovery and ventilation response after maximum activity between the normal weight and obese child?

No significant differences were found in the first minute of heart rate recovery between the obese and the normal weight group but there were differences in minute 2 and 3, with higher values in the normal weight group. Therefore, *this thesis proposes the second minute as the*

*best minute for the study of the cardiac recovery in obese children.* With respect to total recovery of heart rate values, there were significant differences in the total decrease in the value, with a further decline of the maximum to the minimum in the normal weight group.

Regarding the ventilation kinetic values calculated, the *final value of  $VO_2$  remained much higher in the normal weight group.* Even though the initial descent rate was higher in the normal weight group, this was then buffered ending up with a higher value. *This parameter of the rate per second of fallen ventilation variables (ratioXrecov), is another contribution of this study to quantify ventilation recovery of the obese child.*

21. Could parameters obtained from cardiac monitoring help to characterize clinical exercise testing of childhood obesity in a hospital with the same accuracy as ventilation parameters obtained by calorimeter?

Yes, it might be possible to make a good characterization with parameters extracted from cardiac signal. In this thesis are 5 possible parameters proposed:

- ***Entropy before, during and after submaximal activity:*** this value seems to reflect the behaviour of the obese and normal weight population and could be an indicator of ability to lose and regain the degree of complexity in the autonomic response before during and after submaximal exertion.
- In the ***min 5 of the HR rise***, significant relationships are found with the  $VO_{2peak}$ , the degree of obesity and the duration of the test. This could be one of the feasible parameters to characterize the obese child in the stress test.
- ***LFHF at rest before and after submaximal activity:*** This parameter is proposed as a new measure to quantify the aerobic condition, i.e. the relationship of sympathetic and parasympathetic tone after 10 min, from submaximal exertion.
- ***HR recovery at minute 2:*** This parameter shows correlations with oxygen consumption peak, with the decrease of total consumption of oxygen after the exertion, and with the ratio of decline per second of oxygen consumption (ratio $VO_{2recov}$ ). This is a new parameter presented in this study. The relationship between oxygen consumption factors ( $VO_{2peak}$ ,  $VO_{2decrease}$  and ratio $VO_{2recov}$ ) are also significant, although to a lesser extent, in the HR recovery at minute 3 and minute 4 but not in minute 1 and 5. Further study is proposed to develop new models that integrate the effect of the cardiac frequency of recovery in minutes 2, 3 and 4. This parameter of the HR recovery at minute 2 maintained significant relationships with various analysis parameters of heart variability.
- ***Descent of the HR after the submaximal exertion:*** the parameter of total descent obtained from the heart rate kinetics model could also provide a good estimate of the aerobic condition of the obese subject. There is a good relationship between the total heart rate descent obtained from the exponential HR model with the descent parameter of the oxygen consumption ( $VO_{2decrease}$ ) that in turn has shown a high correlation with the aerobic condition.

22. Would it be possible to perform this characterization using only a continuous ECG such as the TIPS shirt?

On the one hand *it has been shown that the quality of the ECG signal obtained by a clinical team using the conditions of the TIPS shirt is necessary, and at the same time is enough to perform a clinical analysis of heart variability and recovery heart rate*, thanks to the support of the processing tools that are provided in this thesis. *The use of heart rate sensors is not recommended as they do not store the raw ECG signal and it is necessary to work with an original signal to determine the interbeat signal with high quality. Additionally, it does not seem necessary to have more complex electrocardiography equipment unless it is necessary to analyse other types of possible disturbances or cardiac pathologies during the effort test.*

On the other hand, seeing the kind of variables that have been identified as ideal to quantify the physical condition of the individual and the software tools that have been developed in this study, *it seems completely feasible the possibility to integrate and quantify the physical condition and autonomic system response of the obese child during a stress test using a continuous ECG monitoring device and special software tools for parameter extraction.*

In conclusion, our results suggest that *both measurements of resting metabolic rate, and the stress test, reflect a series of alterations and relationships in the obese population, and that these tests should be performed in clinical conditions in order to obtain not only greater knowledge of the obese child, but also better methods of interventions that will allow for individualised treatment and better adherence.*

**Study A** has shown that *there were significant differences in all of the variables except when weighting the RMR by non-fat mass.* There does not seem to be a relationship between the degree of obesity and the type of metabolism. It is likely that other environmental and genetic factors influence this variability in a greater way. Therefore, *this study proposes using the resting metabolic rate in non-fat mass-weighted measures.* This in turn identifies the need to develop *intervention programs that stimulate the development of lean mass in the obese subject.* The obesity factor is not the only factor that produces alterations in the basal metabolic response. In order to properly characterize the obese child and facilitate the individualization of treatment, this study reinforces the need to perform this test, and not merely estimate the basal metabolism of every obese child by theoretical models.

Analysing the frequency component values of heart variability it was found that the *obese child has a greater sympathetic tone (normally associated with the LF band) and lesser parasympathetic tone (HF band) than the normal weight child at rest.* If we look at weight-weighted or lean mass-weighted metabolism it seems that *there is a positive correlation between the factors of HF and a negative correlation between the factors of LF.* This could indicate that an increased activation of the parasympathetic at rest is related to higher energy consumption per kilogram of lean mass, a situation that occurs mostly in the normal weight. These facts seem to indicate once again that the *analysis of heart variability (HRV) could explain possible alterations in the metabolic response of obese children.* In addition to determining the alterations of the autonomic system and the extraction of parameters that help to characterize the physical condition of the obese child, *this thesis also recommends that whenever possible, to measure the basal metabolic rate at rest of obese children under treatment.*


In **Study B** it has been shown that *mathematical models extracted from the obese population are more effective when estimating metabolic consumption in obese children than models extracted from a normal population with a mixture of normal weight and obese children.* The

errors obtained from models adjusted from a normal population distribution are not acceptable when monitoring the metabolic consumption in obese patients under clinical treatment. With respect to the models, *models with accelerometer and heart rate signal give the best response*, and of these models, the *linear model obtained by multiple regression that combines the HR ACC, the HR at rest (HRrest) and waist; the non-linear model of Hammerstein with variables of the difference of HR against rest, and the difference of the accelerometer against the rest; and the model obtained with the technique of MARS (HR, ACC, HRrest and waist)*, give the three best results. They must be adjusted and validated in daily life situations to incorporate their use in clinical therapies.

In **Study C** the objective focused on *justifying the extrapolation of the aerobic condition of the subject through the exclusive analysis of the cardiac response* on the one hand and on the other *discusses alterations of heart variability from activity*. The stress test will allow us to assess the condition of the obese child and apply a modulated intervention to this evaluation. The study has therefore focused on several possible parameters that can be extracted from the cardiac response during submaximal exercise testing. In particular it has focused on cardiac variability parameters and parameters of heart rate recovery (*Entropy of HRV at each phase, LFHF<sub>rest\_ini</sub> and LFHF<sub>rest\_post</sub> HR<sub>uptake\_min5</sub>, HR<sub>recov\_min2</sub> and HR<sub>decrease</sub>*). Significant differences have been found between the obese population and the normal weight population in the heart variability response, between the different phases of rest (before and after activity), during exertion and the recovery phase.

This thesis has tried through a series of studies to characterise the metabolic, ventilatory, and cardiovascular response of the obese child. A series of hardware monitoring platforms such as TIPS and TIPS *shirt* have been developed along with a series of software applications to capture physiological signals during testing and signal analysis algorithms later. These data have been analysed using advanced processing techniques. These sensors, along with these techniques, will be integrated into new types of clinical and outpatient measures that will increase the knowledge and the effectiveness of therapeutic programs, interventions and promotion of physical activity, combating the sedentary lifestyle and the fight against obesity, real scourges of this century in which we find ourselves.



The background of the slide is a complex, abstract pattern of overlapping triangles and polygons in various shades of green, ranging from dark forest green to bright lime green. The pattern is dense and fills the entire frame.

## 9. Interés clínico y lineas de trabajo

---

## 9. INTERÉS CLÍNICO Y LINEAS DE TRABAJO

---

---

### 9.1. INTERES CLINICO

---

Se presentan las dos primeras ideas a nivel clínico de las que se va a beneficiar esta tesis. En las figuras siguientes se pueden apreciar las metodologías de trabajo que ha aportado esta tesis de cara a este tipo de nuevas mediciones clínicas en el ámbito del niño obeso:

---

#### 9.1.1. PRUEBA CLÍNICA DE CAPACIDAD AERÓBICA

---

Se está realizando la medición de la capacidad aeróbica del niño obeso en el Hospital General Universitario de Valencia (ya se han realizado hasta la fecha más de 200 pruebas), ello permitirá por un lado, generar una base de datos muy completa con datos de diversa naturaleza (ventilatorios, de variabilidad cardiaca, analíticos, de presiones, demográficos, de composición corporal..) que permita investigar acerca de la relación entre la obesidad y el esfuerzo físico y por otro lado extraer parámetros clínicos que ayudarán al terapeuta a diagnosticar y en su caso a intervenir de una manera efectiva en el tratamiento pediátrico, esto conllevará desarrollar un protocolo definitivo clínico (elegir el tipo de prueba (cinta o ergómetro), el tipo de medidas a recoger y el tipo de análisis que realizar con estos datos para aportar la mayor información posible al clínico. Este estudio va a aportar toda una metodología nueva de tratamiento de la información que permitirá al equipo investigador estudiar las respuestas fisiológicas y las alteraciones del niño obeso frente al normo peso, estudiar la necesidad de calibración individual en los modelos, validar los modelos planteados y desarrollar nuevos modelos y técnicas de estimación del consumo metabólico y de la capacidad aeróbica.

Como aporte principal se puede reseñar el hecho de aportar las herramientas necesarias para estudiar clínicamente las posibles alteraciones del sistema autónomo del niño obeso y el establecer una serie de parámetros de respuesta cardiovascular que hagan suficiente el uso del TIPS shirt como único sensor a emplear en este tipo de pruebas, abaratando costes, y mejorando la efectividad y eficiencia de este tipo de pruebas. La metodología completa de análisis de la prueba se ha descrito gráficamente en la Figura 115. En esta gráfica se describen todos los procesos que se llevan a cabo para la extracción de parámetros de interés de la prueba que se resaltan en las cajas en amarillo.

---

#### 9.1.2. MEDICIONES DE LA RESPUESTA BASAL

---

Por otro lado también se ha comenzado a realizar medidas del metabolismo basal en niños normo peso y obesos con vistas a descubrir las alteraciones a nivel basal debidas a la obesidad. El hecho de disponer de medidas en basal permitirá el cuantificar de una manera relativa (con los R\_MET) el consumo del niño obeso y mejorar la intervención conociendo de una manera exacta el tipo de metabolismo del niño, si existen alteraciones en el sistema autónomo del niño obeso así como para determinar los valores basales que serán empleados como inputs en modelos de determinación del consumo calórico del niño obeso y para determinar de la condición aeróbica.

A este respecto este trabajo aportará toda una herramienta para realizar la prueba de metabolismo basal, encargada de recoger toda la información de interés, realizar los análisis

oportunos, entre los cuales se incluirá un análisis clínico de la variabilidad cardíaca en reposo y depositar toda la información en una base de datos que permitirá tanto al clínico como al investigador profundizar en este campo y aplicar un tratamiento e intervención más efectivo. La metodología completa de análisis de la medida del metabolismo basal se ha descrito gráficamente en la Figura 116. En esta gráfica se describen todos los procesos que se llevan a cabo para la extracción de parámetros de interés de la prueba que se resaltan en las cajas en amarillo.

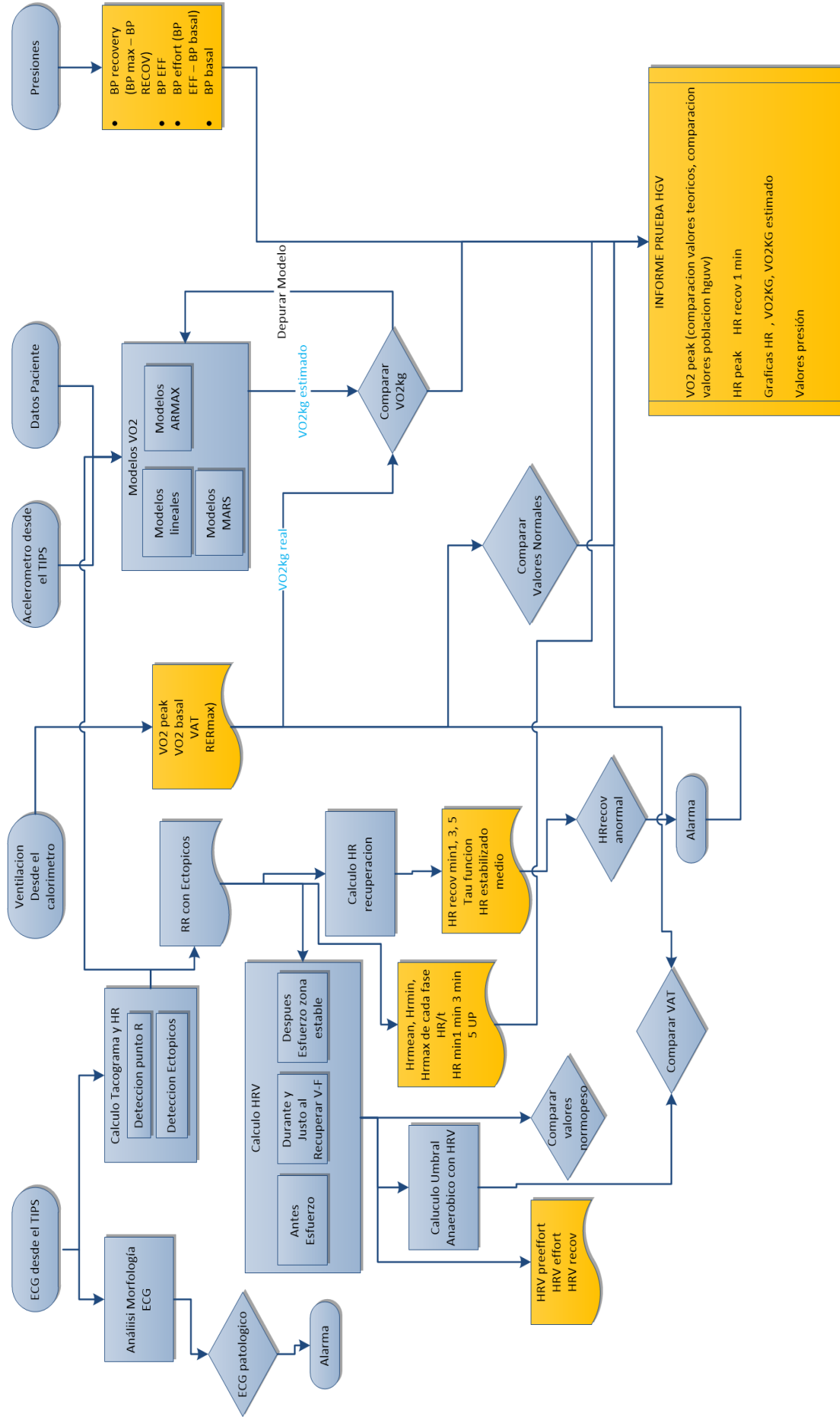


Figura 115 Metodología Prueba Esfuerzo

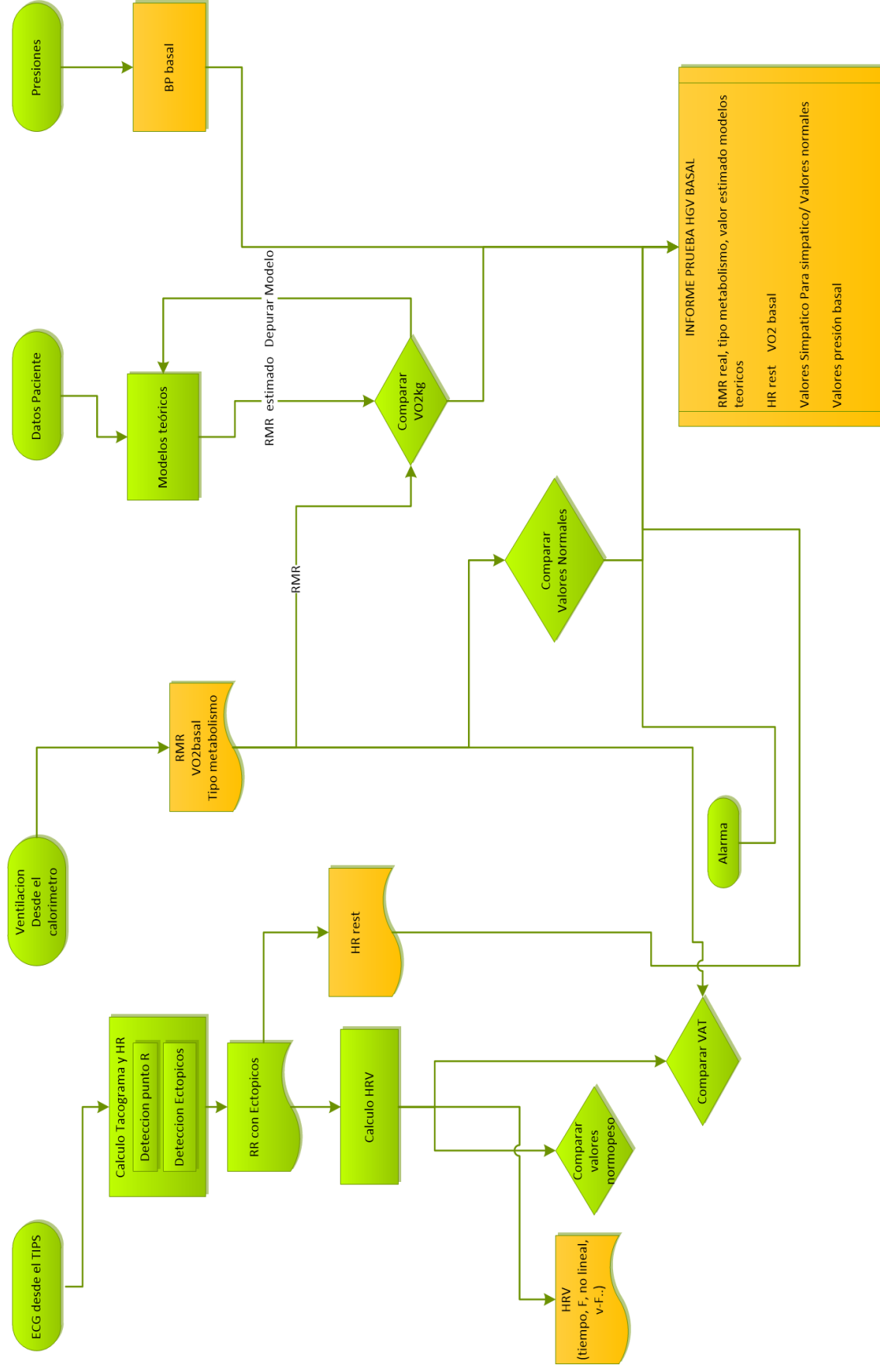


Figura 116 Metodología Prueba Basal

## 9.2. LÍNEAS DE TRABAJO A SEGUIR

---

Respecto a las líneas futuras de trabajo se enumeran de una manera breve las siguientes líneas de trabajo y estudios que se están o se van a realizar en relación al trabajo de esta tesis:

### 9.2.1. ESTUDIO DE LA EFICACIA DE LOS VIDEOJUEGOS ACTIVOS

---

Se están realizando ya estudios desde hace dos años para validar el uso de los videojuegos activos como herramienta de intervención en programas de promoción de la actividad física.

Los objetivos de estos estudios son:

- 1) Estudiar la respuesta cardíaca y metabólica al ejercicio a través de nuevas plataformas “exergaming” o “Videojuegos activos”, es decir, plataformas de ocio que requieren del usuario una realización de actividad física frente a la respuesta en un “ejercicio tradicional”.
- 2) Comparación del gasto metabólico y la capacidad aeróbica de niños y adolescentes con obesidad frente a niños con peso normal.
- 3) Medir la motivación, el interés y la sensación de esfuerzo del niño ante cada una de las modalidades de ejercicio (“Videojuegos activos Vs Ejercicio tradicional”).

### 9.2.2. MONITORIZACIÓN DIARIA DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

La mayoría de los modelos y técnicas desarrolladas en este estudio deben ser validadas para su uso en situaciones cotidianas donde queremos detectar los patrones de actividad del sujeto (ver apartado E-Terapia inteligente contra la obesidad Infantil: ). Es por esto que se va a comenzar a pautar mediciones en situaciones cotidianas con la nueva camiseta TIPS-shirt para validar la eficacia de todas estas herramientas a la hora de detectar las pautas de actividad. Ello permitirá validar el uso de la herramienta tecnológica y validar la estimación de los modelos planteados en este estudio y futuros. Para este estudio será necesario recurrir a métodos de referencia para validar las estimaciones.

El escenario de aplicación es el propuesto en la Figura 118. En este caso el niño lleva colocado el TIPS en situaciones cotidianas registrando variables de actividad física del niño (algunas variables calculadas con los modelos que se describen a continuación). En este escenario el TIPS puede trabajar en dos modos: A) en el *modo autónomo* toda la información se va recogiendo en el propio TIPS en su tarjeta de memoria, el sistema es transparente para el usuario, cuando el niño llega a la consulta al cabo de la semana pactada toda la información es descargada por el software clínico de Etiobe en la Base de Datos del hospital . b) en el *modo transmisión* toda la información obtenida (*modo transmisión continuo*) (o solo una parte *modo transmisión programada*) se envía a su terminal móvil pudiendo interactuar con el paciente durante la medida. La información registrada y almacenada en el móvil llega al hospital de dos maneras posibles: enviando la señal en tiempo real desde el terminal móvil o bien descargando la información de todo el día en el ordenador de casa y enviándola al

hospital gracias a la plataforma HAS (*"Home Ambulatory System"*, Figura 117). Además de estos datos la plataforma HAS es capaz de transmitir información de la presión arterial domiciliar del niño y de valores de pulsioximetría nocturnos.



Figura 117 Plataforma HAS

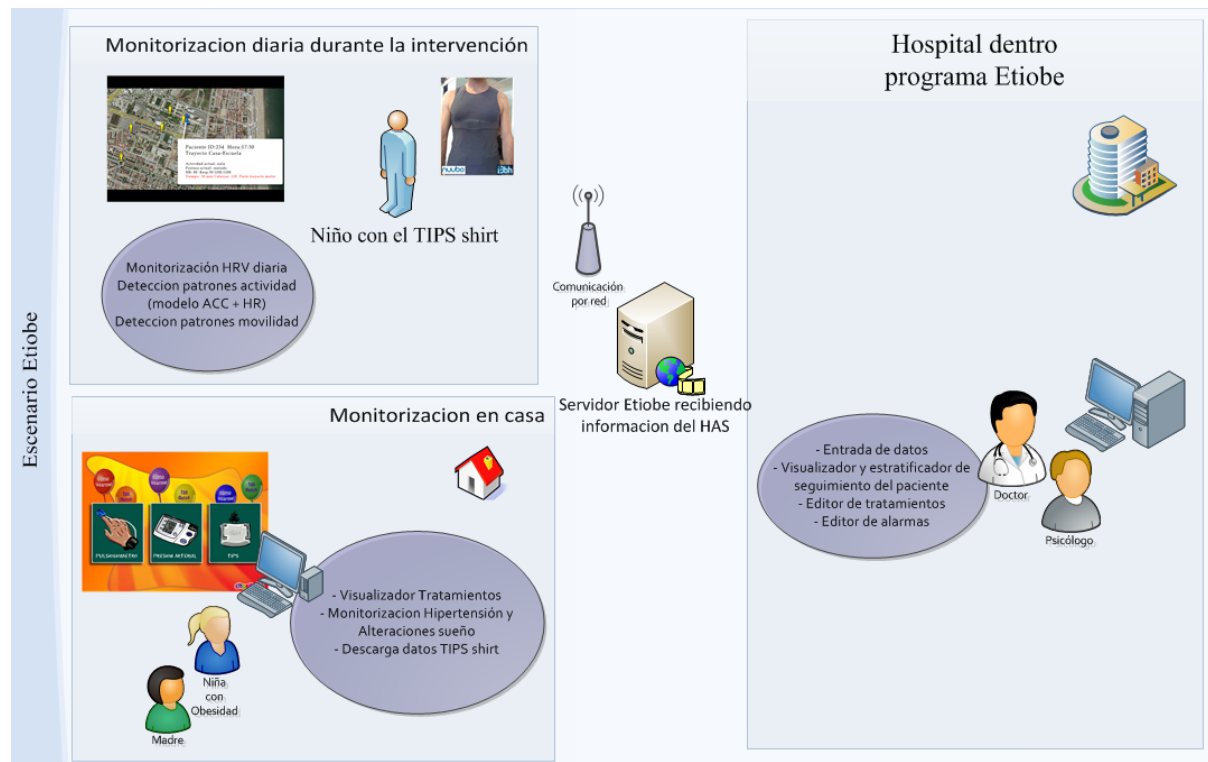


Figura 118 escenario propuesto para la plataforma TIPS en Etiopía

---

### 9.2.3. DESARROLLAR NUEVAS PLATAFORMAS DE INTERVENCIÓN Y PROMOCIÓN DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

---

El objetivo final y más claro de todos estos desarrollos y estudios de investigación ahonda en una primera fase en conocer mejor la respuesta fisiológica y emocional del niño (obeso o no) y del adulto al esfuerzo para con este conocimiento desarrollar nuevos programas de intervención (a nivel clínico) o de promoción/prevención (a nivel de población general) que ayuden a reducir el sedentarismo, mejorar la realización de actividad y por ende luchar contra la obesidad en combinación con programas de alimentación saludable.

Para ello es necesario realizar una serie de acciones:

- estudiar las respuestas al esfuerzo de los humanos, tanto fisiológicamente (en esta tesis en el caso de niños obesos), como cognitivamente (fruto de otros trabajos en colaboración con el grupo Labpsitec).
- diseñar nuevos tipos de ensayos para caracterizar esta respuesta (las pruebas que hemos empezado a realizar en el Hospital General Universitario de Valencia).
- desarrollar nuevos modelos y algoritmos de tratamiento de los datos que generen biomarcadores e índices con los que parametrizar esa respuesta y que ayuden a los programas de actuación.
- desarrollar nuevos tipos de sensores y plataformas para recabar la mayor cantidad de información con la que generar esos índices (es el caso del TIPS shirt o de las plataformas en casa de Etiobe).

Una vez conseguidos estos hitos se estará en disposición de acometer la acción que se plantea en este punto y que se centra en el desarrollo de plataformas tecnológicas que haciendo uso de los elementos anteriores y añadiendo todas las capacidades actuales que la tecnología permita, desarrollen plataformas efectivas para la intervención y promoción de la actividad física. Estas plataformas podrán ir centradas a población clínica y a población general y podrán ir centradas en diferentes grupos de población (niños, adultos, deportistas, ancianos...).

Los primeros desarrollos a acometer se centrarán por un lado en comparar intervenciones de actividad física tradicionales frente a nuevas plataformas tecnológicas (Emofit, proyecto que a través de la realidad virtual trata de motivar la realización de ejercicio aeróbico (Guixeres et al. 2013) o Move-It, una plataforma online para realizar ejercicio desde casa son algunos ejemplos de desarrollos que haciendo uso de la realidad virtual o las plataformas web buscan mejorar la efectividad. En este caso se ha comenzado ya a realizar una serie de colaboraciones en esta línea con el Instituto Auxológico de Milán donde el doctorando realizó una estancia bajo la dirección del Profesor Zanchetti y del Profesor Parati, a los cuales el alumno quiere agradecer su colaboración y maestría aportada.



---

#### 9.2.4. NUEVAS TÉCNICAS DE DETERMINACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DEL NIÑO OBESO MEDIANTE LA VARIABILIDAD CARDIACA

---

A este respecto y continuando con el trabajo de la Tesis se continuará profundizando y tratando de caracterizar al niño obeso durante situaciones de esfuerzo y tratando de diagnosticar posibles alteraciones en el sistema Autónomo. A este respecto cabe destacar una serie de líneas de investigación claras a seguir trabajando como son:

- Determinación del umbral anaeróbico a través de la señal de variabilidad cardiaca (Michele et al. 2011).
- Análisis de la variabilidad del intervalo QT del ECG (Lewis 2007).
- Establecer modelos del nivel de fitness no lineales a través de parámetros de la respuesta de la variabilidad cardiaca del niño obeso.

---

#### 9.2.5. MOTOR DE INTELIGENCIA PARA LA INTERVENCIÓN EN PROGRAMAS DE PROMOCION DE LA ACTIVIDAD FISICA EN TRATAMIENTOS DE OBESIDAD INFANTIL

---

Toda la información que se está generando de cada una de las pruebas y evaluaciones debería poder ser tratada por un motor de inteligencia que a través de clasificadores y sistemas de ayuda a la decisión permitiera :

- Por un lado ayudar a establecer patrones en el grupo de población clínica.
- Por otro lado sirvieran de ayuda al clínico a parametrizar y diseñar de una manera individualizada la mejor intervención para cada niño bajo programas de intervención en la promoción de la actividad física y tratamientos en obesidad infantil.

En el esquema siguiente (Figura 119) se puede apreciar este planteamiento.

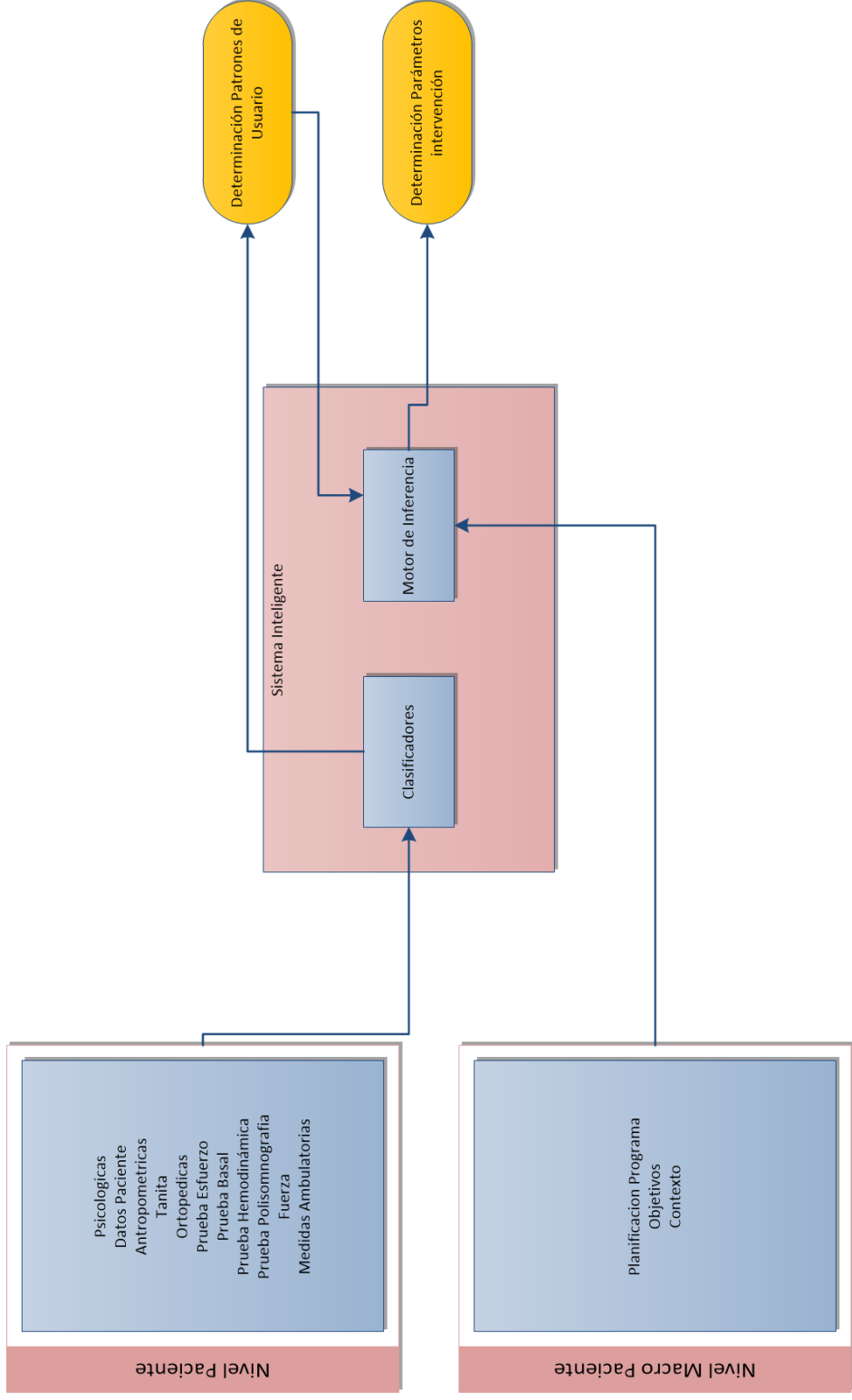


Figura 119 Motor de Inteligencia en programas de Intervención



## 10. Publicaciones

## 10. PUBLICACIONES

Esta Tesis ha dado lugar a varias publicaciones de investigación en revistas y congresos internacionales y nacionales. Se listan los artículos en revista y congreso aceptados que han sido posibles gracias en parte a la investigación generada en esta Tesis.

### 10.1. REVISTAS INTERNACIONALES

- Jaime Guixeres, Pau Redon, Javier Saiz, Julio Álvarez, Maria Isabel Torró, Empar Lurbe MD. Cardiovascular fitness in youth; association with obesity and metabolic abnormalities. *Nutr Hosp.* 2014;29(6):1290-1297
- Jaime Guixeres Provinciale; Francisco Javier Saiz Rodríguez; Mariano Alcañiz Raya; Ausias Cebolla; Patricia Escobar Valero; Rosa Baños; Cristina Botella Arbona; Juan Francisco Lisón; Julio Álvarez; Laura Cantero; Empar Lurbe. Effects of virtual reality during exercise in children. *Journal of Universal Computer Science.* 19, pp. 1334 - 1349. 2013. issn 0948-695x
- Patricia Escobar Valero; Ausias Cebolla; Elia Oliver; Cristina Botella Arbona; Rosa María Baños Rivera; Julio Álvarez; Jaime Guixeres Provinciale. Behavioural regulation strategies in Exercise in obese children and adolescent. *Journal Of Sport & Exercise Psychology.* 34, pp. 213 - 215. 2013. ISSN 0895-2779
- Ausias Cebolla; Jaime Guixeres Provinciale; Julio Álvarez; Juan Francisco Lisón; Patricia Escobar Valero; Rosa María Baños Rivera. Intrinsic motivation while playing an exergaming platform in a group of sedentary children: pilot study. *Journal Of Sport & Exercise Psychology.* 34, pp. 224 - 226. 2013. issn 0895-2779.
- Alejandro Rodríguez Ortega; Jaime Guixeres Provinciale; Beatriz Rey Solaz; Mariano Luis Alcañiz Raya. Reliability and validity of tips wireless ecg prototypes. *Studies In Health Technology And Informatics.* 181, pp. 83 - 87. 2012. issn 0926-9630.
- Irene Zaragozá Álvarez; Jaime Guixeres Provinciale; Francisco Javier Saiz Rodríguez; Ausias Cebolla; Julio Álvarez; Mariano Alcañiz Raya. Ubiquitous monitoring and assessment of childhood obesity. *Personal And Ubiquitous Computing.* pp. 100 - 104. 2012. issn 1617-4909.
- Ausias Cebolla; Rosa M<sup>a</sup> Baños; Jaime Guixeres Provinciale; Julio Álvarez; Isabel Torró; Cristina Botella; Mariano Luis Alcañiz Raya. Comparison between and exergaming platform and traditional physical activity: acceptability and use preferences in overweight and normal children samples. *Journal of Cybertherapy & Rehabilitation.* 4, pp. 248 - 249. 2011. issn 1784-9934.
- Jaime Guixeres Provinciale; Irene Zaragozá Álvarez; Mariano Luis Alcañiz Raya; Julio Gomis-Tena Dolz. A new protocol test for physical activity research in obese children (etiobe project). *Studies In Health Technology And Informatics.* 144, pp. 281 - 283. 2009. issn 0926-9630.
- Irene Zaragozá Álvarez; Mariano Luis Alcañiz Raya; Cristina Botella; Rosa M<sup>a</sup> Baños; Jaime Guixeres Provinciale. An ontology for cognitive-behaviour therapy: application to obesity. *Studies In Health Technology And Informatics.* 144, pp. 16 - 18. 2009. issn 0926-9630.

- Irene Zaragoza Álvarez; Mariano Luis Alcañiz Raya; Cristina Botella Arbona; Rosa Mª Baños; Jaime Guixeres Provinciale; Ausias Cebolla. An ontology for intelligent e-therapy for obesity. *Obesity And Metabolism*. 50, pp. 40 - 40. 2009. issn 1825-3865.

## 10.2. CONGRESOS INTERNACIONALES

---

- . **Título:** Could Virtual Reality be an effective tool to combat obesity and sedentariness in children? Results from two research studies **Nombre del congreso:** 6th Symposium of Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence (UCAmI 2012) **Ciudad de realización:** Vitoria-Gasteiz, España, **Fecha de realización:** 05/12/2012 Jaime Guixeres Provinciale; Ausias Cebolla; Julio Álvarez; Juan Francisco Lisón; Laura Cantero; Patricia Escobar Valero; Rosa María Baños Rivera; Cristina Botella Arbona; Empar Lurbe; Francisco Javier Saiz Rodríguez; Mariano Luis Alcañiz Raya. "Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence. 6th International Conference, UCAmI 2012 Lecture Notes in Computer Science, Vol. 7656".pp. 143 - 150. Springer-Verlag.
- . **Título:** TIPS-shirt: Intelligent Textronic Platform for Obese Children E-Therapy **Nombre del congreso:** ICAMPAM 2011, 2nd International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement, **Ciudad de realización:** Glasgow, Escocia, **Fecha de realización:** 25/11/2011 Jaime Guixeres, Julio Álvarez, Javier Saiz, Mariano Alcañiz, Empar Lurbe. libro de actas ISBN: 978-90-813154-1-8.
- . **Título:** New Platform for detecting Diary Physical Activity Patterns and measuring Emotional feedback using Mobile technologies in Clinical Pain therapies **Nombre del congreso:** The 5th International Symposium on Ubiquitous Computing& Ambient Intelligence (UCAmI'11) **Ciudad de realización:** Riviera Maya (México), **Fecha de realización:** 05/12/2011 Jaime Guixeres Provinciale; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez. "Proceedings of the 5th International Symposium on Ubiquitous Computing& Ambient Intelligence (UCAmI'11)".pp. 15 - 15. MAmI Research Group and the Ambient Intelligence Association.
- . **Título:** Physiological interaction and Virtual Reality Scenarios applied for Physical Activity promotion **Nombre del congreso:** The 5th International Symposium on Ubiquitous Computing& Ambient Intelligence (UCAmI'11) **Ciudad de realización:** Riviera Maya (México), **Fecha de realización:** 05/12/2011 Jaime Guixeres Provinciale; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez. "Proceedings of the 5th International Symposium on Ubiquitous Computing& Ambient Intelligence (UCAmI'11)".pp. 11 - 11. MAmI Research Group and the Ambient Intelligence Association.
- . **Título:** Comparison between an Exergaming platform and traditional physical activity: acceptability and use preferences in overweight and normal weight children samples **Nombre del congreso:** 16th Annual CyberPsychology & Cybertherapy Conference **Ciudad de realización:** Gatineau, Canada, **Fecha de realización:**

22/06/2011 Jaime Guixeres Provinciale; Mariano Luis Alcañiz Raya. pp. 123 - 127. Virtual Reality Medical Institute,

- . **Título:** TIPS-shirt: Intelligent Textile Sensor for Obese Children E-Therapy **Nombre del congreso:** 4th Symposium of Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence (UCAmI2010) **Ciudad de realización:** Valencia (ESPAÑA), **Fecha de realización:** 07/09/2010 Jaime Guixeres Provinciale; IRENE ZARAGOZÁ ÁLVAREZ; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez. "Actas CEDI 2010".pp. 1 - 9. Garceta Grupo Editorial,
- . **Título:** A New Protocol Test For Physical Activity Research In Obese Children (Etiobe Project) **Nombre del congreso:** 14th Annual Cybertherapy and CyberPsychology Conference **Ciudad de realización:** Verbania, Italia, **Fecha de realización:** 23/06/2009 Jaime Guixeres Provinciale; Irene Zaragoza ÁLVAREZ; Mariano Luis Alcañiz Raya; Julio Gomis-Tena Dolz. "Proceedings".pp. 281 - 284. Interactive Media Institute,
- . **Título:** TIPS : Intelligent Sensory Platform for Clinical E-Therapy **Nombre del congreso:** 2nd European Workshop on Cybertherapy, Rehabilitation and e-Mental Health **Ciudad de realización:** Padua, Italia, **Fecha de realización:** 16/10/2008 Jaime Guixeres Provinciale; Julio Gomis-Tena Dolz; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez. "Abstracts".pp. 1 - 5. European Workshop on Cybertherapy, Rehabilitation and e-Mental Health,
- . **Título:** TIPS : Intelligent Sensory Platform for Clinical E-Therapy **Nombre del congreso:** Annual SIGCHI Conference: Human Factors in Computing Systems (CHI 2008) **Ciudad de realización:** Florencia, Italia, **Fecha de realización:** 10/04/2008 Jaime Guixeres Provinciale; Julio Gomis-Tena Dolz; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez. "CHI 2008".pp. 1 - 7. ACM PRESS,
- . **Título:** An ontology for intelligent e-therapy for obesity **Nombre del congreso:** UbiquFirst International Workshop on Ontologies in Interactive Systems (OCTORACT 2008) **Ciudad de realización:** Liverpool, Reino Unido, **Fecha de realización:** 01/09/2008 Irene Zaragoza Álvarez; Jaime Guixeres Provinciale; Mariano Luis Alcañiz Raya. "Abstracts".pp. 1 - 8. UbiquFirst International Workshop on Ontologies in Interactive Systems.
- . **Título:** Effects of an exergaming platform on perceived exertion, self-efficacy expectations and satisfaction with physical activity in a sample of clinically obese children **Nombre del congreso:** Interactive Technologies and Games: Education, Health and Disability 2011 **Ciudad de realización:** Nothingam, Reino Unido, **Fecha de realización:** 2011 A. Cebolla , J. Guixeres, J. Álvarez, C. Botella, M. Alcañiz, P. Rasal, R. Baños.

---

### 10.3. CONGRESOS NACIONALES

- . **Título:** Utilidad clínica de la valoración de la respuesta hemodinámica al ejercicio y del estado de forma física en niños y adolescentes obesos. **Nombre del congreso:** Sociedad Española para el Estudio de la Obesidad **Ciudad de realización:** Barcelona, España, **Fecha de realización:** 21/10/2011 Álvarez- Pitti, J., Guixeres, J., Cebolla A., Torro MI; Juncos, M., Ponce, F., Aguilar F., Lurbe A.
- . **Título:** Tips-Plataforma Sensorial Inteligente Para E-Terapias Clínicas. **Nombre del congreso:** CIBER fisiopatología de la obesidad y la nutrición **Ciudad de realización:** Santiago de Compostela, España, **Fecha de realización:** 2007 J Guixeres, J Gomis Tena, J Saiz, M Alcañiz.
- . **Título:** Sistema de e-terapia inteligente: un nuevo paradigma para la telepsicología y le ciberterapia. **Nombre del congreso:** CIBER fisiopatología de la obesidad y la nutrición **Ciudad de realización:** Santiago de Compostela, España, **Fecha de realización:** 2007 M.Alcañiz, C. Botella, R. Baños, I. Zaragoza, J.Guixeres, E Etchemendy, A Cebolla.
- . **Título:** Platform for obese Children monitoring. Reliability and Validation. **Nombre del congreso:** CIBER fisiopatología de la obesidad y la nutrición **Ciudad de realización:** Malaga, España, **Fecha de realización:** 2011 J.Guixeres, J.Alvarez, A.Cebolla, M.Alcañiz, E.Lurbe, R.Baños, C.Botella, J.Saiz.
- . **Título:** Forma Física y Presión Arterial en adolescentes obesos. **Nombre del congreso:** CIBER fisiopatología de la obesidad y la nutrición. **Ciudad de realización:** Malaga, España, **Fecha de realización:** 2011 Álvarez J, Guixeres J, Cebolla A., Torro MI; Juncos, M., Ponce, F., Aguilar F., Cantero L, Lurbe A.
- . **Título:** Aplicación de móvil para el registro de la actividad física y el estado psicológico en pacientes con fibromialgia. **Nombre del congreso:** CASEIB 2011 - XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica **Ciudad de realización:** Cáceres, España, **Fecha de realización:** 2011 E. Ruiz Martínez, J. Guixeres Provinciale, J. Saiz Rodríguez, M. Alcañiz Raya, R. Herrero Camarano, Y. Vizcaíno Dragón, D. Castilla López, A. García-Palacios.
- . **Título:** Valoración del estado físico en niños y adolescentes obesos: una prueba útil para optimizar el tratamiento de la obesidad. **Nombre del congreso:** 16ª Reunión de la Sociedad Española para la lucha contra la hipertensión. **Ciudad de realización:** Barcelona, España, **Fecha de realización:** 1/3/2011 J Álvarez, J. Guixeres, A. Cebolla, I. Torro, F. Aguilar, F. Ponce., E Lurbe.
- . **Título:** Terapias en Obesidad infantil: Estudio de los videojuegos activos como promotor del ejercicio físico. **Nombre del congreso:** II Congreso del deporte en Edad Escolar. **Ciudad de realización:** Valencia, España, **Fecha de realización:** 26/10/2011 J.Guixeres, J.Alvarez, M.Alcañiz, E.Lurbe, J.Saiz. Libro de actas Nacional ISBN: 978-84-939424-0-3
- . **Título:** Valoración del estado físico en niños y adolescentes obesos mediante calorimetría indirecta y monitorización cardiovascular: una prueba útil para optimizar el tratamiento de la obesidad. **Nombre del congreso:** 60 Congreso de la Asociación

Española de Pediatría. **Ciudad de realización:** Valladolid, España, **Fecha de realización:** 20/06/2011 M.Juncos, J.Álvarez, J.Guixeres, A.Cebolla, I.Torro, F. Aguilar, F.Ponce, E Lurbe.

---

#### 10.4. ENVIADOS A REVISTA Y PENDIENTES DE ACEPTAR

---

- **Título:** Physiological Models for Oxygen Consumption Prediction during Effort Test in Obese Children. **Revista:** European Journal of Applied Physiology. **Autores:** Jaime Guixeres Provinciale; Pau Redón; Empar Lurbe; Mariano Luis Alcañiz Raya; Francisco Javier Saiz Rodríguez.
- **Título:** Single versus competitive exergaming: affect and heart rate response in a sample of non-clinical children. **Revista:** Journal of Science and Medicine in Sport. **Autores:** Jaime Guixeres Provinciale; Francisco Javier Saiz Rodríguez; Mariano Alcañiz Raya; Ausias Cebolla; Patricia Escobar Valero; Rosa Baños; Cristina Botella Arbona; Juan Francisco Lisón; Julio Álvarez; Laura Cantero; Empar Lurbe.
- **Título:** Eficacia De Un Programa De Ejercicio Físico Domiciliario Sobre La Condición Física De Niños Y Adolescentes Obesos. **Revista:** Anales de Pediatría **Autores:** Jaime Guixeres Provinciale; Francisco Javier Saiz Rodríguez; Mariano Alcañiz Raya; Ausias Cebolla; Patricia Escobar Valero; Rosa Baños; Cristina Botella Arbona; Juan Francisco Lisón; Julio Álvarez; Laura Cantero; Empar Lurbe.





## 11. Bibliografía y glosario

## 11. BIBLIOGRAFÍA Y GLOSARIO

---

### 11.1. ECUACIONES

---

ECUACIÓN 1 CÁLCULO TEÓRICO DE LA FRECUENCIA CARDIACA MÁXIMA.	3-26
ECUACIÓN 2 CÁLCULO DE LA HRMAX (TANAKA ET AL. 2001).....	3-27
ECUACIÓN 3 REACCIÓN QUÍMICA DE LA RESPIRACIÓN .....	4-39
ECUACIÓN 4 CÁLCULO DEL VALOR DEL CONSUMO DE RESERVA DE OXÍGENO. .....	4-47
ECUACIÓN 5 GASTO ENERGÉTICO DE WEIR.....	4-50
ECUACIÓN 6 ECUACIONES DE HARRIS BENEDICT PARA EL CÁLCULO DEL RMR. .....	4-51
ECUACIÓN 7 ECUACIONES DE LA FAO PARA EL CÁLCULO DEL RMR.....	4-51
ECUACIÓN 8 CÁLCULO DEL ÍNDICE DE ACTIVIDAD .....	6-86
ECUACIÓN 9 ECUACIÓN DE ÁNGULO "TILT" .....	6-87
ECUACIÓN 10 CÁLCULO DE LA SENSIBILIDAD EN LA DETECCIÓN DEL QRS.	6-94
ECUACIÓN 11 POLINOMIO TIPO.....	6-99
ECUACIÓN 12 CÁLCULO DEL RMET. ....	6-112
ECUACIÓN 13 CÁLCULO OUES.....	6-113
ECUACIÓN 14 CÁLCULO HRRECOV.....	6-113
ECUACIÓN 15 CÁLCULO RATIOHRRECOV/HRRESERVE. ....	6-114
ECUACIÓN 16 CÁLCULO HRUPTAKE.....	6-114
ECUACIÓN 17 CURVA EXPONENCIAL DECRECIENTE DE CINÉTICA DE LA CAÍDA VENTILATORIA TRAS ESFUERZO. ....	6-114
ECUACIÓN 18 MODELO ARX .....	7-182
ECUACIÓN 19 FÓRMULA DE CÁLCULO DEL PARÁMETRO "MEJOR AJUSTE".	7-182
ECUACIÓN 20 FUNCIÓN TIPO 1 A AJUSTAR POR EL MÉTODO DE MARS .....	7-187
ECUACIÓN 21 MEDIA DEL ERROR (Y(I) ES EL VALOR MEDIDO EN EL INSTANTE I, F(X(I)) ES EL VALOR ESTIMADO POR EL MODELO PARA EL INSTANTE I Y N SON EL NÚMERO DE VALORES). ....	7-187
ECUACIÓN 22 ERROR CUADRÁTICO DE LA MEDIA RELATIVO.....	7-187
ECUACIÓN 23 FUNCIÓN TIPO 2 A AJUSTAR POR EL MÉTODO DE MARS .....	7-189
ECUACIÓN 24 SALIDA CARDIACA. ....	7-202
ECUACIÓN 25 CONSUMO DE OXIGENO CON RESPECTO A LA SALIDA CARDIACA. ....	7-202
ECUACIÓN 26 CÁLCULO DE LA HRMAX (TANAKA ET AL. 2001).....	7-248
ECUACIÓN 27 CURVA EXPONENCIAL DECRECIENTE DE CINÉTICA DE LA CAÍDA VENTILATORIA TRAS ESFUERZO .....	7-255

### 11.2. FIGURAS

---

FIGURA 1 PREVALENCIA DE LA OBESIDAD EN ESPAÑA (DIARIO EL MUNDO). .	2-
10	

FIGURA 2 VARIACIONES EN EL PESO Y LA COMPOSICIÓN CORPORAL DEBIDAS A PROGRAMAS DE INTERVENCIÓN (EXTRAÍDO DE WATTS ET AL. 2005).	2-16
FIGURA 3 PLATAFORMA DEL CLÍNICO (IZQDA. MODULO DE SEGUIMIENTO DEL TRATAMIENTO, DCHA. VISUALIZACIÓN DE INFORMACIÓN CLÍNICA).....	2-18
FIGURA 4 PLATAFORMA DE CASA HSS ( IZQDA. JUEGOS PSICOEDUCATIVOS, DCHA. INFORMACIÓN SOBRE HáBITOS ALIMENTICIOS).....	2-18
FIGURA 5 PLATAFORMA MÓVIL (REGISTRO EMOCIONAL ARRIBA IZQUIERDA, AVATAR DE BUENOS HáBITOS ARRIBA DERECHA, AUTORREGISTROS DE ACTIVIDAD Y HáBITOS ALIMENTICIOS ABAJO). .....	2-19
FIGURA 6 ESQUEMA DEL PROYECTO ETIOBE. ....	2-19
FIGURA 7 SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	3-23
FIGURA 8 ESTRUCTURA DEL CORAZÓN. ....	3-24
FIGURA 9 SEÑAL DE ECG. ....	3-25
FIGURA 10 INERVACIÓN AUTÓNOMA DEL CORAZÓN. ....	3-30
FIGURA 11 RUTAS DE UTILIZACIÓN DE LA ENERGÍA EN EL SER HUMANO....	4-37
FIGURA 12 EQUIPAMIENTO TÍPICO PARA CPET CON CICLOERGÓMETRO (IZQDA.) Y CINTA DE CORRER (DCHA.).....	4-43
FIGURA 13 CONSUMO ENERGÉTICO DIARIO.....	4-48
FIGURA 14 ACELERÓMETROS COMERCIALES (ACTIGRAPH (IZQDA.) , ACTIWATCH(DCHA.) E INFORME TÍPICO DE VARIOS DÍAS DE ACTIGRAFÍA. ....	4-57
FIGURA 15 DISPOSITIVOS PORTÁTILES DE MONITORIZACION CARDIACA. (IZQDA: BANDA PULSOMETRO DE POLAR, DCHA: CAMISETA DE MONITORIZACION CARDIACA DE LA EMPRESA NUUBO).....	4-58
FIGURA 16 MÉTODO FLEX HR. ....	4-60
FIGURA 17 ESQUEMA MÉTODO DLW .....	4-61
FIGURA 18 MEDICIÓN DEL METABOLISMO BASAL .....	6-72
FIGURA 19 PROTOCOLO DE ESFUERZO DE BALKE .....	6-75
FIGURA 20 NIÑOS COMPLETANDO EL ESTUDIO (IZQUIERDA: FASE DE ESFUERZO, DERECHA TOMANDO PRESIÓN ARTERIAL).....	6-77
FIGURA 21 COLOCACIÓN DEL TIPS (GSR NO USADO EN ESTA PRUEBA) .....	6-79
FIGURA 22 ESQUEMA GENERAL TIPS. ....	6-80
FIGURA 23 PLATAFORMA TIPS DESARROLLADA PARA ETIOBE Y CON LA QUE SE HAN REALIZADO LAS MEDIDAS DEL ESTUDIO .....	6-81
FIGURA 24 UNIDAD CENTRAL DEL TIPS. ....	6-83
FIGURA 25 CAMISETA BIOMÉDICA DE NUUBO (TIPS SHIRT). A LA DERECHA ELECTRODOS (ZONA GRIS) INTEGRADOS EN LA CAMISETA.....	6-84
FIGURA 26 MÓDULO ELECTRÓNICO TIPS .....	6-84
FIGURA 27 RESPUESTA EN MAGNITUD Y FASE DEL FILTRO EMPLEADO .....	6-85
FIGURA 28 DETECCIÓN DE ANGULO CON RESPECTO A LA VERTICAL .....	6-86
FIGURA 29 ESCENARIO DE EVALUACIÓN DE LA CONDICIÓN FÍSICA.....	6-87
FIGURA 30 PANTALLA DE ENTRADA DE DATOS MULTIDISCIPLINARES. ....	6-90
FIGURA 31 APLICACIÓN DE GESTIÓN DE ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN CONECTADA AL TIPS Y RECIBIENDO SEÑALES EN TIEMPO REAL (SE PUEDE APRECIAR CÓMO SE CALCULA EN TIEMPO REAL EL CONSUMO DE OXÍGENO ESTIMADO, PORCENTAJE DE HR MÁXIMO).....	6-91
FIGURA 32 EQUIPO BIOPAC (MPS 150).....	6-92
FIGURA 33 SIMULADOR DE ECG FLUKE BIOMEDICAL.....	6-94

FIGURA 34 SEÑAL EN LA FASE DE REPOSO, PASEO Y CARRERA. ....	6-96
FIGURA 35 INTENSIDAD DE ACTIVIDAD MEDIDA EN EL EXPERIMENTO. LA LÍNEA ROJA INDICA EL UMBRAL ENTRE SEDENTARIO Y ACTIVO .....	6-97
FIGURA 36 CAPTURA DE LA HERRAMIENTA HRVAS UTILIZADA PARA EL ANÁLISIS DEL HRV.....	6-103
FIGURA 37 CAPTURA DE LA HERRAMIENTA ECG VIEWER PARA LA DETERMINACIÓN DE LA GENERACIÓN DEL TACOGRAMA.....	6-103
FIGURA 38 ESQUEMA ANÁLISIS HRV.....	6-105
FIGURA 39 SEÑAL ANTES Y DESPUÉS DE APLICAR DETECCIÓN DE ECTÓPICOS Y DE QUITAR LA TENDENCIA (RAMSHUR 2010). ....	6-107
FIGURA 40 COMPARACIÓN DE LOS 3 MÉTODOS CON UNA SEÑAL DE UN PACIENTE SANO (RAMSHUR, 2010). ....	6-109
FIGURA 41 CÁLCULO DEL RATIO LFHF .....	6-110
FIGURA 42 EJEMPLO DE UN PARTICIPANTE DE LA SEÑAL DE HR Y COMO SE CALCULAN LOS PARÁMETROS DE LA CINÉTICA DE CAÍDA DEL CONSUMO TRAS EL ESFUERZO. ESTO MISMO SE REALIZARÁ PARA EL CONSUMO DE O <sub>2</sub> Y LA PRODUCCIÓN DE CO <sub>2</sub> . ....	6-115
FIGURA 43 PARÁMETROS CALCULADOS EN LA MORFOLOGÍA DE LA RESPUESTA CARDIOVASCULAR AL ESFUERZO .....	6-116
FIGURA 44 COMPARATIVA VALORES DE METABOLISMO PONDERADO .....	7-121
FIGURA 45 COMPARATIVA VALORES DE METABOLISMO MEDIDOS EN LOS DOS GRUPOS. ....	7-123
FIGURA 46 VALORES DE FRECUENCIA RESPIRATORIA DURANTE LA PRUEBA EN AMBOS GRUPOS.....	7-125
FIGURA 47 RESPUESTA DE FRECUENCIA CARDIACA DURANTE LA PRUEBA EN AMBOS GRUPOS. ....	7-125
FIGURA 48 VALORES DE PRESIÓN ARTERIAL MEDIA SEPARADOS POR SEXO Y POR GRUPO NORMO PESO Y GRUPO OBESO.....	7-126
FIGURA 49 COMPARATIVA VALORES DOMINIO TEMPORAL VARIABILIDAD CARDIACA SEPARADOS POR SEXO Y POR GRUPO. ....	7-132
FIGURA 50 INTERVALOS DE CONFIANZA DE LAS VARIABLES NORMALIZADAS DE LAS BANDAS LF Y HF Y EL RATIO LFHF PARA LOS TRES MÉTODOS DE CÁLCULO. ....	7-135
FIGURA 51 COMPARACIÓN VALOR LFHF DE WELCH POR SEXO Y OBESO/NORMOPESO. ....	7-138
FIGURA 52 COMPARACIÓN DEL PORCENTAJE DE ACTIVACIÓN DE LAS BANDAS HF Y LF SEPARADAS POR GRUPO Y POR SEXO.....	7-138
FIGURA 53 TABLA COMPARATIVA VALORES RMR REALES (ROJO GRUESO INTERMITENTE) FRENTE A ESTIMADOS EN NORMO PESOS. ....	7-145
FIGURA 54 TABLA COMPARATIVA VALORES RMR REALES (ROJO GRUESO INTERMITENTE) FRENTE A ESTIMADOS EN OBESOS. ....	7-146
FIGURA 55 RESULTADOS PRECISIÓN MODELOS EN POBLACIÓN NORMO PESO (* SIG. OBESO; # SIG. NORMO PESO).....	7-150
FIGURA 56 PORCENTAJE DE INFRA Y SOBRE ESTIMACIÓN EN NIÑOS NORMO PESO .....	7-151
FIGURA 57 PORCENTAJE DE INFRA Y SOBRE ESTIMACION EN NIÑOS OBESOS. 7-152	

FIGURA 58 ERROR MEDIO DE LOS MODELOS EN LA POBLACION NORMOPESO Y OBESA (* SIG. OBESO; # SIG. NORMO PESO).....	7-153
FIGURA 59 RESPUESTA DE LOS SENSORES COLOCADOS EN LOS SUJETOS VS. EL CONSUMO DE OXÍGENO. CADA COLUMNA CORRESPONDE A UNA SEÑAL MEDIDA POR EL TIPS (HR (IZQUIERDA), BR (CENTRO) Y SMA (DERECHA). EN LA FILA SUPERIOR SE REFLEJAN LOS VALORES DEL CONSUMO DE OXÍGENO PONDERADO EN EL PESO Y EN LA FILA INFERIOR SE REFLEJA LA RELACIÓN CON EL CONSUMO DE OXÍGENO SIN PONDERAR.....	7-161
FIGURA 60 GRÁFICA COMPARATIVA DE LA RELACIÓN DEL HR, BR Y SMA CON EL MET ESTÁNDAR (FILA DE ABAJO) FRENTE AL RMET (FILA DE ARRIBA) PROPUESTO EN EL ESTUDIO.....	7-165
FIGURA 61 COMPARATIVA DEL VALOR DE MET Y EL VALOR DE RMET MEDIDOS EN PACIENTES NORMO PESO Y PACIENTES OBESOS.....	7-166
FIGURA 62 GRÁFICAS BLAND-ALTMAN (LA DIFERENCIA ENTRE LA VARIABLE MEDIDA Y LA PREDICHA (EN ESTE CASO EL $VO_2/KG$ ). LOS HISTOGRAMAS EN LA ESQUINA INFERIOR IZQUIERDA REPRESENTAN LA DISTRIBUCIÓN DEL ERROR DEL MODELO. EN ESTA FIGURA SE MUESTRAN 3 MODELOS EMPLEADOS EN ESTE ESTUDIO. LA PRIMERA FILA ES EL MODELO DE TREUTH DE HR SOLO, LA SEGUNDA FILA EL MODELO DE CORDER DE HR Y ACC Y LA TERCERA FILA ES NUESTRO MODELO DE HR Y ACC. LOS MODELOS DE LA COLUMNA IZQUIERDA HAN SIDO EXTRAÍDOS DEL GRUPO DE POBLACIÓN NORMALIZADA Y LOS MODELOS DE LA COLUMNA DERECHA HAN SIDO EXTRAÍDOS DEL GRUPO DE POBLACIÓN OBESA..	7-178
FIGURA 63 ESTIMACIÓN MODELO ARX MINUTOS $VO_2/KG$ (DIFFHR,DIFFACC)..	7-183
FIGURA 64 DIAGRAMA HAMMERSTEIN-WEINER .....	7-184
FIGURA 65 ESTIMACIÓN MODELOS PARAMÉTRICOS LINEALES $VO_2/KG$ (DIFFHR, DIFFACC) .....	7-185
FIGURA 66 RESIDUALES DE LOS MODELOS PARAMÉTRICOS LINEALES PARA LA ESTIMACIÓN DE $VO_2/KG$ (DIFFHR, DIFFACC).....	7-185
FIGURA 67 ESTIMACIÓN MODELOS NO LINEALES PARAMÉTRICOS DEL $VO_2 K$ (DIFFHR, DIFFACC) .....	7-186
FIGURA 68 RESIDUALES DE LOS MODELOS NO LINEALES.....	7-186
FIGURA 69 SUPERFICIE DEL MODELO MARS PARA LA FUNCIÓN DE TIPO 1.	7-188
FIGURA 70 SUPERFICIE DEL MODELO MARS PARA LA FUNCIÓN DE TIPO 2.	7-189
FIGURA 71 VALIDACIÓN CON UNA SUBMUESTRA DEL GV DEL MODELO LINEAL Y ARX PROPUESTO EN EL ESTUDIO PARA VALORES CADA 10 SEGUNDOS Y ESTIMACIÓN DEL $VO_2/KG$ . EXTRAÍDOS DE GC: FILA SUPERIOR, DE GE: FILA INFERIOR.....	7-197
FIGURA 72 VALIDACIÓN DEL MODELO ESTIMACIÓN RMET LINEAL DIRECTO Y MÉTODO INDIRECTO (A TRAVÉS DEL CALCULO DEL $VO_2/KG$ ) PROPUESTOS EN EL ESTUDIO PARA VALORES CADA MINUTO. EXTRAÍDOS DE GC: FILA SUPERIOR, DE GE: FILA INFERIOR.....	7-198
FIGURA 73 VALIDACIÓN MODELO NO LINEAL PARAMÉTRICO DE HAMMERSTEIN & WEINER (SOLO MODELOS DE GE).....	7-199
FIGURA 74 SEÑAL ORIGINAL DE UNO DE LOS PARTICIPANTES Y TIPOS DE ANÁLISIS QUE SE PRESENTAN DE SU RESPUESTA AL ESFUERZO Y RECUPERACIÓN EN ESTE CAPÍTULO.....	7-212

FIGURA 75 VALORES DE PICO DEL CONSUMO METABÓLICO NORMAL MET Y REAL RMET DURANTE LA PRUEBA. ....	7-214
FIGURA 76 COMPARACIÓN VALORES DE PICO DE OXIGENO Y DE DURACIÓN EN EL PROTOCOLO DE BALKE SEPARADOS POR GRUPO OBESO Y NORMO PESO Y POR SEXO. ....	7-215
FIGURA 77 CONSUMO AERÓBICO SEPARADO POR GRUPO DE POBLACIÓN Y POR SEXO PONDERADO POR LA MASA MAGRA (IZQUIERDA) Y SIN PONDERAR EN VALORES ABSOLUTOS (DERECHA). ....	7-215
FIGURA 78 COMPARACIÓN DE VALORES DE PRESION ARTERIAL DURANTE LA PRUEBA DE ESFUERZO. A LA IZQDA. LOS VALORES DE PRESIÓN DIASTÓLICA Y A LA DCHA. LOS VALORES DE PRESIÓN SISTÓLICA. AZUL OBESO Y VERDE NORMOPESO. ....	7-216
FIGURA 79 EVOLUCIÓN PARÁMETRO HRUPTAKE EN EL GRUPO NORMO PESO Y EL GRUPO OBESO. ....	7-217
FIGURA 80 COMPARACIÓN VALORES DE RESPUESTA CARDIACA EN LOS 5 PRIMEROS MINUTOS DE ESFUERZO. A LA IZQDA. SEXO MASCULINO Y A LA DCHA. SEXO FEMENINO. AZUL OBESO Y VERDE NORMO PESO. ....	7-217
FIGURA 81 VARIACIÓN DE ALGUNOS PARÁMETROS DE VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO DEL TIEMPO EN LAS DOS FASES Y CON LÍNEAS SEPARADAS POR EL GRUPO OBESO Y EL GRUPO NORMO PESO (ARRIBA DCHA: RMSSD, ARRIBA IZQDA: MEANRR, ABAJO DCHA: SDNNI, ABAJO IZQDA.: NNX; EN FONDO NARANJA VARIABLES EN LAS QUE HUBO DIFERENCIAS EN LA VARIACIÓN DEL PARÁMETRO DEBIDO AL ESFUERZO TENIENDO EN CUENTA EL FACTOR OBESIDAD) ....	7-219
FIGURA 82 EVOLUCIÓN PARÁMETROS VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA (NARANJA INTERACCIÓN SIGNIFICATIVA FASE ESFUERZO* FACTOR OBESIDAD). ....	7-221
FIGURA 83 EVOLUCIÓN PARÁMETROS VARIABILIDAD CARDIACA EN LA BANDA NORMALIZADA LF SEPARADAS POR SEXO (IZQDA.: FEM, DCHA: MASC) Y FACTOR OBESIDAD (NARANJA INTERACCIÓN SIGNIFICATIVA FASE ESFUERZO *FACTOR OBESIDAD*SEXO) ....	7-222
FIGURA 84 PORCENTAJE DE ACTIVACIÓN DE LAS BANDAS LF Y HF SEPARADAS POR GRUPO (OBESO/NORMO PESO) PARA LA FASE DE REPOSO ANTERIOR AL ESFUERZO Y LA FASE DE REPOSO POSTERIOR. ....	7-222
FIGURA 85 PORCENTAJE DE ACTIVACIÓN EN SECTORES DE LAS BANDAS LF Y HF SEPARADAS POR GRUPO (OBESO/NORMO PESO) PARA LA FASE DE REPOSO ANTERIOR AL ESFUERZO Y LA FASE DE REPOSO POSTERIOR..	7-223
FIGURA 86 EVOLUCIÓN PARÁMETROS NO LINEALES DE VARIABILIDAD CARDIACA SEPARADOS POR FASE DE REPOSO Y FACTOR OBESIDAD (ARRIBA IZQDA.: SD1, ARRIBA DCHA: SD2, ABAJO IZQDA.: SAMPEN, ABAJO IZQDA.: ALFA; NARANJA INTERACCIÓN SIGNIFICATIVA FASE ESFUERZO * OBESIDAD). ....	7-225
FIGURA 87 EVOLUCIÓN PARÁMETRO RMSSD A LO LARGO DE LAS FASES DE ESFUERZO, RECUPERACIÓN Y REPOSO TRAS EL ESFUERZO. ....	7-227
FIGURA 88 EVOLUCIÓN PARÁMETRO RMSSD SEPARADO POR SEXO Y FACTOR OBESIDAD A LO LARGO DE TODAS LAS FASES. ....	7-227
FIGURA 89 EVOLUCIÓN PARÁMETROS NO LINEALES DURANTE FASES DE VARIABILIDAD CARDIACA SEPARADOS POR FACTOR OBESIDAD (PUNTOS	

ROJOS DELIMITAN TRANSICIONES ENTRE FASES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS FASE ESFUERZO * OBESIDAD).	7-230
FIGURA 90 HERRAMIENTA HRVAS CALCULANDO HRV DE UN NIÑO EN EL DOMINIO TIEMPO-FRECUENCIA DURANTE LA FASE DE ESFUERZO	7-231
FIGURA 91 VALOR LFHF EN LA FASE DE ESFUERZO MÁXIMO PARA DIFERENTES BANDAS HF (ARRIBA: BANDA HF HABITUAL, ABAJO: BANDA HF MODIFICADA) CON LÍNEAS SEPARADAS POR CADA MÉTODO DE ANÁLISIS Y POR EN COLUMNAS POR EL FACTOR OBESIDAD	7-233
FIGURA 92 BANDAS ENERGÍA ALF Y AHF EN LA FASE DE ESFUERZO MÁXIMO TENIENDO EN CUENTA LAS DOS BANDAS POSIBLES	7-234
FIGURA 93 VALORES DE NHF Y PEAKHF PARA LOS 6 MÉTODOS POSIBLES DE CÁLCULO Y CON LOS DOS RANGOS DIFERENTES EN LA BANDA HF EN LA FASE DE ESFUERZO SUBMÁXIMA	7-235
FIGURA 94 COMPARATIVA MEDIAS BANDAS LF Y HF NORMALIZADAS	7-235
FIGURA 95 COMPARATIVA VALORES DE LAS BANDAS PHF Y PLF DURANTE TODA LA PRUEBA DE ESFUERZO EN LOS 4 CASOS TIPO DE USUARIOS (ARRIBA IZDA: OBESO CON BUEN NIVEL AEROBICO, ARRIBA DCHA: NORMO PESO CON BUEN NIVEL AERÓBICO, ABAJO IZQDA.: OBESO CON MAL NIVEL AERÓBICO, ABAJO DCHA: NORMO PESO CON MAL NIVEL AERÓBICO).	7-237
FIGURA 96 COMPARACIÓN RATIO LFHF CALCULADO POR MÉTODOS DE TIEMPO FRECUENCIA (EN ESTA CASO LOMB SCARGLEY) PARA UNA BANDA DE FRECUENCIA HF CLÁSIUCA (IZQDA.) Y UNA BANDA HF AMPLIADA A LA FRECUENCIA MÁXIMA RESPIRATORIA (DCHA.)	7-238
FIGURA 97 RESPUESTA EN FRECUENCIA POR EL MÉTODO DE WELCH DE VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE LAS FASES DEL ESTUDIO C (EN PUNTOS ROJOS LAS DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ENTRE ESA FASE Y LA ANTERIOR TENIENDO EN CUENTA EL FACTOR OBESIDAD	7-240
FIGURA 98 EVOLUCIÓN DEL PARÁMETRO NHF SEPARADOS POR SEXO Y GRUPO (OBESO/NORMO PESO)	7-240
FIGURA 99 EVOLUCIÓN DEL PARÁMETRO NLF SEPARADOS POR SEXO Y GRUPO (OBESO/NORMO PESO)	7-241
FIGURA 100 COMPARATIVA DE LA ENERGÍA TOTAL DE LA SEÑAL HRV DURANTE LAS FASES (INCLUYENDO LAS DOS OPCIONES DE ESFUERZO CON BANDA HF NORMAL Y AMPLIADA)	7-241
FIGURA 101 RESPUESTA EN FRECUENCIA POR EL MÉTODO DE BURG DE VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE LAS FASES DEL ESTUDIO C (EN PUNTOS ROJOS LAS DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ENTRE ESA FASE Y LA ANTERIOR TENIENDO EN CUENTA EL FACTOR OBESIDAD)	7-243
FIGURA 102 EVOLUCIÓN PARÁMETRO NHF SEPARADO POR SEXO Y GRUPO	7-243
FIGURA 103 EVOLUCIÓN PARÁMETRO NLF SEPARADO POR SEXO Y GRUPO	7-244
FIGURA 104 RESPUESTA EN FRECUENCIA POR EL MÉTODO DE WAVELETS DE VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE LAS FASES DEL ESTUDIO C (EN PUNTOS ROJOS LAS DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ENTRE ESTA FASE Y LA ANTERIOR TENIENDO EN CUENTA EL FACTOR OBESIDAD	7-245

FIGURA 105 EVOLUCIÓN PARÁMETRO NHF SEPARADO POR SEXO Y GRUPO (OBESO/NORMO PESO)..... 7-245

FIGURA 106 EVOLUCIÓN PARÁMETROS NHF Y NLF SEPARADOS POR SEXO Y GRUPO OBESO Y NORMO PESO ..... 7-246

FIGURA 107 FRECUENCIA CARDIACA DE RECUPERACIÓN..... 7-250

FIGURA 108 FRECUENCIA CARDIACA DE RECUPERACIÓN SEPARADA POR EL FACTOR OBESIDAD ..... 7-251

FIGURA 109 RELACIÓN DE SUJETOS SEGÚN PARÁMETROS DE RECUPERACIÓN EN EL MINUTO 2 Y 3 REPRESENTADOS POR EL VALOR DE PICO DE OXÍGENO Y EL TIPO DE POBLACIÓN A LA QUE PERTENECEN (OBESO/NORMO PESO)..... 7-253

FIGURA 110 RATIO FRECUENCIA CARDIACA DE RESERVA EN RECUPERACIÓN (%HRRESERVE\_RECOV) SEPARADA POR EL FACTOR OBESIDAD. .... 7-254

FIGURA 111 EJEMPLO DE UN PARTICIPANTE DE LA SEÑAL DE HR Y COMO SE CALCULA LA CINÉTICA DE CAÍDA DEL CONSUMO TRAS EL ESFUERZO. ESTO MISMO SE REALIZARÁ PARA EL CONSUMO DE O<sub>2</sub> Y LA EXPULSIÓN DE CO<sub>2</sub>..... 7-255

FIGURA 112 GRAFICA COMPARATIVA VALOR ASINTÓTICO FINAL DE VO<sub>2</sub> TRAS EL ESFUERZO EN LA FASE DE RECUPERACIÓN. LA LÍNEA ROJA SERIA EL VALOR QUE SE SUELE TOMAR DE REFERENCIA COMO 1 MET ..... 7-258

FIGURA 113 GRAFICA COMPARATIVA VALOR RATIO DE CAÍDA DEL VO<sub>2</sub> POR SEGUNDO SEPARADO POR FACTOR OBESIDAD Y POR SEXO EN LA FASE DE RECUPERACIÓN. .... 7-258

FIGURA 114 RELACIÓN ENTRE EL PARÁMETRO DE DESCENSO DEL HR EL VALOR DE DESCENSO EN EL MINUTO 2 Y EL DESCENSO ABSOLUTO DEL CONSUMO DE VO<sub>2</sub>..... 7-260

FIGURA 115 METODOLOGÍA PRUEBA ESFUERZO ..... 9-291

FIGURA 116 METODOLOGÍA PRUEBA BASAL ..... 9-292

FIGURA 117 PLATAFORMA HAS ..... 9-294

FIGURA 118 ESCENARIO PROPUESTO PARA LA PLATAFORMA TIPS EN ETIOBE 9-294

FIGURA 119 MOTOR DE INTELIGENCIA EN PROGRAMAS DE INTERVENCIÓN.... 9-297

11.3. **TABLAS**

TABLA 1 PROTOCOLO ESTUDIO A ..... 6-72

TABLA 2 PROTOCOLO ESTUDIO C ..... 6-75

TABLA 3 MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LOS COEFICIENTES DE VARIACIÓN DE LA DIFERENCIA ENTRE LA SEÑAL RR DEL ECG DEL SIMULADOR Y LA SEÑAL RR CALCULADA DEL ECG RECIBIDO..... 6-93

TABLA 4 VALORES DE ICC ENTRE LAS SEÑALES CALCULADAS Y OBTENIDAS EN CADA UNO DE LOS DISPOSITIVOS Y LAS SEÑALES DEL SIMULADOR UNO DE LOS DISPOSITIVOS CON RESPECTO. .... 6-93



TABLA 5 SENSIBILIDAD MEDIA CALCULADA EN CADA UNA DE LAS FASES EN LAS 5 REPETICIONES DEL EXPERIMENTO.....	6-96
TABLA 6 RESUMEN MODELOS IDENTIFICACIÓN.....	6-100
TABLA 7 DATOS ANTROPOMÉTRICOS Y DE LAS MEDIDAS DEL METABOLISMO REAL DE LOS DOS GRUPOS (EN COLOR VERDE OSCURO LOS QUE PRESENTAN DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS SEGÚN T-TEST, $P < 0.005$ )..	7-122
TABLA 8 CORRELACIONES VALORE ANTROPOMÉTRICOS/COMPOSICIÓN CORPORAL VS METABOLISMO (EN AZUL LOS SIGNIFICATIVOS $*=P<0.05$ $**=P<0.01$ $***P<0.005$ ).....	7-124
TABLA 9 COMPARACIÓN MEDIAS VARIABLES FISIOLÓGICAS (EN MEGRITA LAS QUE PRESENTAN DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS SEGÚN T-TEST, $P < 0.005$ ).....	7-127
TABLA 10 DATOS ANALÍTICA DEL GRUPO OBESO EN LA PRUEBA.....	7-128
TABLA 11 TEST DE NORMALIDAD DE SHAPIRO-WILK (EN AZUL LAS VARIABLES SIN DISTRIBUCIÓN NORMAL).....	7-130
TABLA 12 VALORES DESCRIPTIVOS DEL DOMINIO TEMPORAL DE LA VARIABILIDAD CARDIACA. SIGNIFICACIÓN EN LA COMPARACIÓN DE LOS DOS GRUPOS ( $* P<0.05$ $**P<0.01$ $***P<0.001$ ).....	7-131
TABLA 13 CORRELACIONES CON EL METABOLISMO BASAL DE LAS VARIABLES DE VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO DEL TIEMPO..	7-133
TABLA 14 PRUEBA T DE MUESTRAS RELACIONADAS PARA COMPARAR LAS DIFERENTES TÉCNICAS DE CÁLCULO DE HRV EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA (EN FONDO AZUL OSCURO LAS RELACIONES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS).....	7-134
TABLA 15 COMPARACIÓN VALORES HRV EN FRECUENCIA ENTRE OBESOS Y NORMO PESO ( $*: P<0.05$ $**: P < 0.01$ $***: P<0.001$ ).....	7-136
TABLA 16 CORRELACIONES CON EL METABOLISMO BASAL DE LAS VARIABLES DE VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA.....	7-140
TABLA 17 DATOS DE COMPARACIÓN DE LAS COMPONENTES NO LINEALES DEL HRV ENTRE OBESOS Y NORMO PESO ( $*: P<0.05$ $**: P < 0.01$ $***: P<0.001$ ).....	7-141
TABLA 18 CORRELACIONES CON EL METABOLISMO BASAL DE LAS VARIABLES DE VARIABILIDAD CARDIACA EN EL DOMINIO NO LINEAL. ...	7-142
TABLA 19 LISTADO 26 MODELOS PARA EL CÁLCULO DEL RMR.....	7-143
TABLA 20 EVALUACIÓN DE LAS ECUACIONES DE PREDICCIÓN DEL METABOLISMO EN REPOSO EN LOS 29 NIÑOS NORMO PESO .....	7-147
TABLA 21 EVALUACIÓN DE LAS ECUACIONES DE PREDICCIÓN DEL METABOLISMO EN REPOSO EN LOS 27 NIÑOS OBESOS.....	7-148
TABLA 22 MUESTRA SELECCIONADA PARA EL ESTUDIO C (EN COLOR VERDE OSCURO LOS QUE PRESENTAN DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS MEDIANTE T-TEST , $*=P<0.05$ $**= P< 0.01$ $***P<0.005$ ).....	7-159
TABLA 23 COMPARATIVA MEDIAS VALORES CARACTERÍSTICOS DE LA RESPUESTA AL TEST DE ESFUERZO .....	7-162
TABLA 24 COMPARATIVA MEDIAS VALORES CARACTERÍSTICOS DE LA RESPUESTA AL TEST DE ESFUERZO .....	7-162

TABLA 25 PRUEBA T PARA RMET Y MET EN EL GRUPO DE OBESOS (CONTROL=0) Y EL GRUPO DE NORMO PESO (CONTROL=1) EN EL ESTUDIO .....	7-164
TABLA 26 ECUACIONES DE PREDICCIÓN CON VALORES CADA 10 SEGUNDOS DURANTE EL PROTOCOLO AJUSTADAS PARA EL GRUPO CONTROL (GC; N=30) Y EL GRUPO DE ESTUDIO (GE; N=30). LOS MODELOS HAN SIDO AJUSTADOS PARA ESTIMAR EL CONSUMO DE OXIGENO PONDERADO EN PESO CORPORAL .....	7-168
TABLA 27 ECUACIONES DE PREDICCIÓN CON VALORES CADA 10 SEGUNDOS DURANTE EL PROTOCOLO AJUSTADAS PARA EL GRUPO CONTROL (GC; N=30) Y EL GRUPO DE ESTUDIO (GE; N=30). LOS MODELOS HAN SIDO AJUSTADOS PARA ESTIMAR EL CONSUMO DE OXIGENO TOTAL. ....	7-169
TABLA 28 MODELOS AJUSTADOS CON VALORES CADA 10 SEGUNDOS PARA ESTIMAR EL CONSUMO DE OXIGENO PONDERADO EN LA MASA MAGRA. 7-171	
TABLA 29 MODELOS AJUSTADOS PARA ESTIMAR TASA METABÓLICA REAL RMET. ....	7-172
TABLA 30 RESUMEN DE LOS MODELOS LINEALES PARA LA ESTIMACIÓN DE LAS 4 VARIABLES POSIBLES CON VALORES CADA 10 SEGUNDOS. ....	7-174
TABLA 31 RESUMEN DE LOS MODELOS LINEALES PARA LA ESTIMACIÓN DE LAS 4 VARIABLES POSIBLES CON VALORES CADA MINUTO. ....	7-176
TABLA 32 AJUSTES MODELO LINEAL ESTUDIO EN FASE RECUPERACION ...	7-179
TABLA 33 AJUSTES MODELO LINEAL EN FASE ESFUERZO. ....	7-179
TABLA 34 AJUSTES MODELO LINEAL FASE ESFUERZO Y RECUPERACIÓN ..	7-180
TABLA 35 AJUSTE MODELOS ARX. ....	7-181
TABLA 36 AJUSTE MODELO ARX EN MINUTOS. ....	7-182
TABLA 37 AJUSTES MODELOS IDENTIFICACIÓN ENTRADA-SALIDA .....	7-183
TABLA 38 VALIDACIÓN CON UNA MUESTRA (N=30) DE NIÑOS OBESOS PARA EL INTERVALO DE 1 MINUTO. EL CONSUMO DE OXÍGENO PONDERADO EN PESO, EL CONSUMO DE OXÍGENO TOTAL, EL CONSUMO DE OXÍGENO PONDERADO EN MASA MAGRA, LOS RMET EVALUADOS POR CALORIMETRÍA INDIRECTA Y ESTIMADOS DE LOS MODELOS SE PRESENTA SEPARADO POR FASES (ESFUERZO Y RECUPERACION) Y PARA CADA UNO DE LOS MODELOS. SE PRESENTA EL ERROR MEDIO, SU PORCENTAJE FRENTE AL VALOR ABSOLUTO, LA PRIMERA COLUMNA IZQUIERDA ES LA VALIDACIÓN DE LOS MODELOS EXTRAÍDOS DE POBLACIÓN NORMALIZADA Y LA SEGUNDA COLUMNA LOS MODELOS EXTRAÍDOS DE POBLACIÓN OBESA, EN LA TERCERA COLUMNA SE PRESENTA LA REDUCCIÓN DEL ERROR QUE SUPONE EL USAR UN MODELO EXTRAÍDO DE POBLACIÓN OBESA .....	7-193
TABLA 39 DATOS POBLACIÓN SELECCIONADA PARA EL ESTUDIO C (EN COLOR VERDE OSCURO LOS QUE PRESENTAN DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS MEDIANTE T-TEST, *=P<0.05 **= P< 0.01 ***P<0.005).....	7-211
TABLA 40 VALORES DE RESPUESTA FISIOLÓGICA DEL NIÑO OBESO Y NORMO PESO DURANTE LA PRUEBA DE ESFUERZO Y DIFERENCIAS ENTRE LOS GRUPOS EN SUS VALORES (VERDE OSCURO DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS * P< 0.05 ** P<0.01 ***P<0.001) .....	7-213

TABLA 41 VALORES DE CORRELACIÓN SIGNIFICATIVOS ( $P < 0.05$ ) DE PARÁMETROS HRV CON EL CONSUMO DE OXÍGENO PICO EN LAS DIFERENTES FASES DE LA PRUEBA DE ESFUERZO. ....	7-247
TABLA 42 CORRELACIÓN %HRRESERVE CON %VO <sub>2</sub> RESERVE Y %VO <sub>2</sub> PEAK	7-248
TABLA 43 VALORES MEDIOS DE CINÉTICAS DE RECUPERACIÓN. EN NEGRITA VALORES SIGNIFICATIVOS EN LA COMPARACIÓN DE LOS DOS GRUPOS (* $P < 0.05$ ** $P < 0.01$ *** $P < 0.001$ ). ....	7-256
TABLA 44 COMPARATIVA EQUIPAMIENTO CPET.....	12-372

---

#### 11.4. REFERENCIAS

---

- Abbott, R.A. & Davies, P.S.W., 2004. Habitual physical activity and physical activity intensity: their relation to body composition in 5.0-10.5-y-old children. *European Journal of Clinical Nutrition*, 58(2), pp.285–291. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14749749>.
- Ainsworth, B.E. et al., 2011. 2011 Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(8), pp.1575–81. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21681120>.
- Ainsworth, B.E. et al., 2000. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), pp.S498–504. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=10993420](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10993420).
- Ainsworth, B.E. et al., 1993. Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities. *Med Sci Sports Exerc*, 25(1), pp.71–80. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8292105>.
- Akselrod, S. et al., 1981. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213(4504), pp.220–222. Available at: <http://www.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/science.6166045> [Accessed March 4, 2012].
- Allison, D.B. et al., 1995. Statistical considerations regarding the use of ratios to adjust data. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity*, 19(9), pp.644–52. Available at: <http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/8574275/reload=0> [Accessed May 19, 2012].
- Alves, V.G.F. et al., 2009. Assessment of resting energy expenditure of obese patients: comparison of indirect calorimetry with formulae. *Clin Nutr*, 28(3), pp.299–304. Available at: <http://www.gpubmed.org/search?q=19398250&t=endnote>.
- Antelmi, I. et al., 2008a. Heart rate recovery after treadmill electrocardiographic exercise stress test and 24-hour heart rate variability in healthy individuals. *Arq Bras Cardiol*, 90(6), pp.380–385. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18592090> [Accessed January 20, 2013].
- Antelmi, I. et al., 2008b. Heart rate recovery after treadmill electrocardiographic exercise stress test and 24-hour heart rate variability in healthy individuals. *Arq Bras Cardiol*, 90(6), pp.380–385. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18592090> [Accessed January 20, 2013].

- Armstrong, N. et al., 1991. The peak oxygen uptake of British children with reference to age, sex and sexual maturity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(5), pp.369–375. Available at: <http://www.springerlink.com/content/lp4nk11055n74447/> [Accessed November 29, 2011].
- Aubert, A.E., Seps, B. & Beckers, F., 2003. Heart rate variability in athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(12), pp.889–919. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12974657>.
- Bailey, R.C. et al., 1995. The level and tempo of children's physical activities: an observational study. *Med Sci Sports Exerc*, 27(7), pp.1033–1041. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=7564970](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=7564970).
- Bailon, R. et al., 2007. Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency. *Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2007, pp.6675–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18003557>.
- Balke, B. & Ware, R.W., 1959. An experimental study of physical fitness of Air Force personnel. *United States Armed Forces medical journal*, 10(6), pp.675–88. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13659732> [Accessed April 4, 2012].
- Baños, R.M. et al., 2011. Improving Childhood Obesity Treatment Using New Technologies: The ETIOBE System. *Clinical practice and epidemiology in mental health CP EMH*, 7(7), pp.62–66. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3089028&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Bar-Or, O. & Rowland, T.W., 2004. *Pediatric exercise medicine: from physiologic principles to health care application*, Champaign (Ill.): Human Kinetics.
- Baranowski, T., 1988. Validity and Reliability of Self Report Measures of Physical Activity: An Information-Processing Perspective. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(4), pp.314–327. Available at: [http://www.eric.ed.gov:80/ERICWebPortal/Home.portal?\\_nfpb=true&ERICExtSearch\\_SearchValue\\_0=baranowski&ERICExtSearch\\_Operator\\_2=and&ERICExtSearch\\_SearchType\\_2=kw&searchtype=advanced&ERICExtSearch\\_SearchType\\_0=au&ERICExtSearch\\_SearchCount=2&ERICExtSearch\\_PubDate\\_From=0&ERICExtSearch\\_SearchValue\\_1=physical+activity&ERICExtSearch\\_Operator\\_1=and&ERICExtSearch\\_SearchType\\_1=kw&ERICExtSearch\\_PubDate\\_To=2009&\\_pageLabel=RecordDetails&objectId=0900019b8011edc5&accno=EJ395936&\\_nfls=false](http://www.eric.ed.gov:80/ERICWebPortal/Home.portal?_nfpb=true&ERICExtSearch_SearchValue_0=baranowski&ERICExtSearch_Operator_2=and&ERICExtSearch_SearchType_2=kw&searchtype=advanced&ERICExtSearch_SearchType_0=au&ERICExtSearch_SearchCount=2&ERICExtSearch_PubDate_From=0&ERICExtSearch_SearchValue_1=physical+activity&ERICExtSearch_Operator_1=and&ERICExtSearch_SearchType_1=kw&ERICExtSearch_PubDate_To=2009&_pageLabel=RecordDetails&objectId=0900019b8011edc5&accno=EJ395936&_nfls=false).
- Barlow, C.E. et al., 1995. Physical fitness, mortality and obesity. *International journal of obesity and related metabolic disorders journal of the International Association for the Study of Obesity*, 19 Suppl 4(0307-0565 (Print)), pp.S41–S44.
- Batch, J.A. & Baur, L.A., 2005. Management and prevention of obesity and its complications in children and adolescents. *The Medical Journal of Australia*, 182(3), pp.130–135. Available at: [http://www.mja.com.au/public/issues/182\\_03\\_070205/bat10421\\_fm.html](http://www.mja.com.au/public/issues/182_03_070205/bat10421_fm.html).
- Belko, A.Z., Barbieri, T.F. & Wong, E.C., 1986. Effect of energy and protein intake and exercise intensity on the thermic effect of food. *Am J Clin Nutr*, 43(6), pp.863–869. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3717060>.
- Van den Berg, R. et al., 2010. Physical capacity after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. *Disabil Rehabil*, 32(26), pp.2244–2252. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21110694>.
- Berger, R.D. et al., 1986. An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 33(9), pp.900–4. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3759126> [Accessed March 19, 2012].

- Berntson, G.G. et al., 1997. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34(6), pp.623–48. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8986.1997.tb02140.x/abstract> [Accessed March 7, 2012].
- Blair, S.N., Clark, D.G., Cureton, K.J. and Powell, K.E., 1989. Exercise and Fitness in childhood: implications for a lifetime of health. In *Perspectives in Exercise Science and Sports Medicine, Vol. 2: Youth, Exercise and Sport*, 2, p.pp. 401±430.
- Boardman, A. et al., 2002. A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability. *Physiological Measurement*, 23(2), pp.325–336. Available at: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/23/2/308>.
- Bojorges-Valdez, E.R. et al., 2007. Scaling patterns of heart rate variability data. *Physiological measurement*, 28(6), pp.721–30. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17664625> [Accessed May 17, 2012].
- Bonato, P., 2005. Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2(1), p.2. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=552335&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed July 23, 2011].
- Boreham, C. & Riddoch, C., 2001. The physical activity, fitness and health of children. *J Sports Sci*, 19(12), pp.915–929. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=11820686](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11820686).
- Borresen, J. & Lambert, M.I., 2008. Autonomic Control of Heart Rate during and after Exercise Training Status. *Sports Medicine*, 38(8), pp.633–646. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00007256-200838080-00002>.
- Bouten, C. V et al., 1997. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 44(3), pp.136–47. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9216127>.
- Brage, S. et al., 2004. Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 96(1), pp.343–51. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12972441> [Accessed June 29, 2011].
- Brage, S. et al., 2003. Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), pp.1447–1454. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=12900703](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12900703).
- Brage, S. et al., 2005. Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *European journal of clinical nutrition*, 59(4), pp.561–70. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15714212> [Accessed August 17, 2011].
- Brennan, M., Palaniswami, M. & Kamen, P., 2002. Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators Poincare ´ plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators. *Society*, 283(5), pp.H1873–86. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=12384465](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12384465).
- Bruce, R.A., Kusumi, F. & Hosmer, D., 1973. Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. *American Heart Journal*, 85(4), pp.546–562.

- Buchheit, M. et al., 2007. Noninvasive assessment of cardiac parasympathetic function: postexercise heart rate recovery or heart rate variability? *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 293(1), pp.H8–10. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17384128> [Accessed February 16, 2013].
- Busek, P. et al., 2005. Spectral analysis of the heart rate variability in sleep. *Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, 54(4), pp.369–76. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15588154>.
- Calders, P. et al., 2008. Predictors of 6-minute walk test and 12-minute walk / run test in obese children and adolescents. *Significance*, pp.563–568.
- Cale, R. et al., 2011. Resting heart rate is a powerful predictor of arrhythmic events in patients with dilated cardiomyopathy and implantable cardioverter-defibrillator. *Rev Port Cardiol*, 30(2), pp.199–212. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21553612>.
- Camarda, S.R.D.A. et al., 2008. Comparison of maximal heart rate using the prediction equations proposed by Karvonen and Tanaka. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 91(5), pp.311–314.
- Carpenter, W.H. et al., 1995. Influence of body composition and resting metabolic rate on variation in total energy expenditure: a meta-analysis. *The American journal of clinical nutrition*, 61(1), pp.4–10. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7825536>.
- Carter, J., Jeukendrup, Æ.A.E. & Æ, R.Æ.B., 2002. Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *differences*, pp.435–441.
- Carvalho, J.L.A. et al., 2003. A Tool for Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability. *Computer*, 16(5), pp.2574–2578. Available at: [http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=620503](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=620503).
- Caspersen, C.J., Powell, K.E. & Christenson, G.M., 1985. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep*, 100(2), pp.126–131. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3920711>.
- Castiglioni, P. et al., 2003. Interpolation Technique for Extracting Features from ECG Signals Sampled at Low Sampling Rates. , pp.481–484.
- Castiglioni, P. et al., 1996. On the Evaluation of Heart Rate Spectra : the Lomb Periodogram. , (I), pp.505–508.
- Catellier, D.J. et al., 2005. Imputation of Missing Data When Measuring Physical Activity by Accelerometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11). Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Imputation\\_of\\_Missing\\_Data\\_When\\_Measuring\\_Physical.8.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Imputation_of_Missing_Data_When_Measuring_Physical.8.aspx).
- Ceesay, S.M. et al., 1989. The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry. *British Journal of Nutrition*, 61(2), pp.175–186. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=2706223](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=2706223).
- Chen, J.-Y.J.-H. et al., 2011. Cardiac autonomic functions derived from short-term heart rate variability recordings associated with heart rate recovery after treadmill exercise test in young individuals. *Heart and Vessels*, 26(3), pp.282–288. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21052688> [Accessed March 15, 2012].
- Chen, K.Y. & Bassett, D., 2005. The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), pp.S490–S500. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200511001-00002> [Accessed June 23, 2011].

- Chu, E.Y.W., Hu, Y., Tsang, A.M.C. and McManus, A.M., 2005. The influence of the distinguished pattern of locomotion to fitness and fatness in prepubertal children. In *Children and Exercise XXII, 23rd 39. Pediatric Work Physiology Meeting*.
- Cleary, M.A. et al., 2011. Comparisons of age-predicted maximum heart rate equations in college-aged subjects. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(9), pp.2591–2597. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21691228>.
- Clifford, G.D., 2006. ECG Statistics , Noise , Artifacts , and Missing Data ECG Statistics , Noise , Artifacts , and Missing Data. In *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*.
- Clifford, G.D., Azuaje, F. & McSharry, P., 2006. *Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis*, Artech House, Inc. Norwood, MA, USA ©2006.
- Clifford, G.D. & Tarassenko, L., 2005. Quantifying errors in spectral estimates of HRV due to beat replacement and resampling. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 52(4), pp.630–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15825865>.
- Cole, C.R. et al., 1999. Heart-rate recovery immediately after exercise as a predictor of mortality. *The New England Journal of Medicine*, 341(18), pp.1351–1357. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10536127>.
- Cook, C., 2000. A Review of Intraclass Correlation. *Annual Meeting of the Southwest Educational Research Association*, p.35. Available at: <http://www.eric.ed.gov/ERICWebPortal/contentdelivery/servlet/ERICServlet?accno=ED435705>.
- Cooper, S.-M. et al., 2005. Transient oxygen uptake in trained children at the onset of maximal arm and leg exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 39(4), p.e19. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1725188&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Corder, K. et al., 2008. Assessment of physical activity in youth. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 105(3), pp.977–87. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18635884> [Accessed July 10, 2011].
- Corder, K. et al., 2005. Comparison of PAEE from Combined and Separate Heart Rate and Movement Models in Children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(10), pp.1761–1767. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200510000-00017> [Accessed October 13, 2011].
- Corder, K. et al., 2007. Comparison of two methods to assess PAEE during six activities in children. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(12), pp.2180–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18046189> [Accessed August 26, 2011].
- Cottin, F. et al., 2004. Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4), pp.594–600. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200404000-00007>.
- Cradock, A.L. et al., 2004. Youth Recall and TriTrac Accelerometer Estimates of Physical Activity Levels. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), pp.525–532. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200403000-00024> [Accessed May 19, 2012].
- Cripps, T.R. et al., 1990. Signal-averaged electrocardiography in hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology*, 15(5), pp.956–61. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2312981> [Accessed September 5, 2013].

- Crouter, S.E., Churilla, J.R. & Bassett, D.R., 2006. Estimating energy expenditure using accelerometers. *European Journal of Applied Physiology*, 98(6), pp.601–612. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17058102>.
- Cummings, D.M. et al., 2010. Fitness versus Fatness and Insulin Resistance in U.S. Adolescents. *Journal of obesity*, 2010, pp.1–8. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2911600&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Cummings, S.R. et al., 1995. Risk Factors for Hip Fracture in White Women. *New England Journal of Medicine*, 332(12), pp.767–774. Available at: <http://dx.doi.org/10.1056/NEJM199503233321202>.
- Cunningham, D.A. et al., 1977. Reliability and reproducibility of maximal oxygen uptake measurement in children. *Medicine and science in sports*, 9(2), pp.104–108.
- D. M. JG Proakis, 1996. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications* Third ed. I. New Jersey: Prentice-Hall, ed.,
- Daniels, S.R., 2009. Complications of obesity in children and adolescents. *International journal of obesity 2005*, 33 Suppl 1(S1), pp.S60–S65. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19363511>.
- Davies, C.T. et al., 1975. Cardiopulmonary responses to exercise in obese girls and young women. *J Appl Physiol*, 38(3), pp.373–376. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1150548>.
- Dayyat, E. et al., 2007. Nocturnal body position in sleeping children with and without obstructive sleep apnea. *Pediatric Pulmonology*, 42(4), pp.374–379. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=17352403](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=17352403).
- DeBoer, S.L., 2004. *Emergency Newborn Care*, Trafford on Demand Pub. Available at: <http://books.google.es/books?id=TooUSUFZkY4C>.
- Dencker, M. et al., 2008. Maximal oxygen uptake versus maximal power output in children. *Journal of Sports Sciences*, 26(13), pp.1397–1402. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18825540>.
- Dimkpa, U., 2009. Post-exercise heart rate recovery: an index of cardiovascular fitness. *Journal Of Exercise Physiology Online*, 12(1), pp.10–22. Available at: [http://faculty.css.edu/tboone2/asep/Dimkpa12\\_1\\_10-22.pdf](http://faculty.css.edu/tboone2/asep/Dimkpa12_1_10-22.pdf).
- Dirienzo, L.N., Dirienzo, L.T. & Baceski, D.A., 2007. Heart rate response to therapeutic riding in children with cerebral palsy: an exploratory study. *Pediatr Phys Ther*, 19(2), pp.160–165. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17505294>.
- Druet, C. & Levy-Marchal, C., 2006. Obesity and metabolic complications in children and adolescents. *Endokrynologia diabetologia i choroby przemiany materii wieku rozwojowego organ Polskiego Towarzystwa Endokrynologow Dzieciacych*, 12(3), pp.22, 24–27.
- Durant, R.H. et al., 1993. Reliability and variability of indicators of heart-rate monitoring in children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(3), pp.389–395. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=1549018](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1549018).
- Eisenmann, J.C. et al., 2004. *Validity of uniaxial accelerometry during activities of daily living in children.*, Springer. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14569402>.



- Ekelund, U. et al., 2001. Physical activity assessed by activity monitor and doubly labeled water in children. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(2), pp.275–81. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11224818>.
- Elliot, D.L. et al., 1989. Metabolic evaluation of obese and nonobese siblings. *The Journal of pediatrics*, 114(6), pp.957–962.
- Emdin, M., 2001. Autonomic nervous system in diabetes. *Italian heart journal Supplement official journal of the Italian Federation of Cardiology*, 2(8), pp.857–864.
- Emdin, M. et al., 2001. Hyperinsulinemia and Autonomic Nervous System. *Ethics*.
- Eston, R.G. et al., 2008. Validity of heart rate , pedometry , and accelerometry for predicting the energy cost of children ' s activities. *Heart*, pp.362–371.
- Eston, R.G., Rowlands, A. V & Ingledeu, D.K., 1998. Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), pp.362–371. Available at: <http://jap.physiology.org/cgi/content/abstract/84/1/362>.
- Evenson, K.R. et al., 2004. Effect of cardiorespiratory fitness on mortality among hypertensive and normotensive women and men. *Epidemiology Cambridge Mass*, 15(5), pp.565–572.
- Evenson, K.R. et al., 2003. The effect of cardiorespiratory fitness and obesity on cancer mortality in women and men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), pp.270–277.
- Ewing, D.J., 1990. Which battery of cardiovascular autonomic function tests? *Diabetologia*, 33(3), pp.180–181. Available at: <http://link.springer.com/10.1007/BF00404048> [Accessed September 5, 2013].
- Ewing, D.J., Campbell, I.W. & Clarke, B.F., 1981. Heart rate changes in diabetes mellitus. *Lancet*, 1(8213), pp.183–6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6109858> [Accessed May 16, 2012].
- Ewing, D.J., Neilson, J.M. & Travis, P., 1984. New method for assessing cardiac parasympathetic activity using 24 hour electrocardiograms. *British heart journal*, 52(4), pp.396–402. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=481648&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed May 16, 2012].
- Falgairrette, G. et al., 1996. *Evaluation of habitual physical activity from a week's heart rate monitoring in French school children*. 1996/01/01 ed., Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8891514>.
- Farrell, S.W. et al., 2002. The relation of body mass index, cardiorespiratory fitness, and all-cause mortality in women. *Obesity Research*, 10(6), pp.417–423. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12055316>.
- Faye, P.M. et al., Newborn infant pain assessment using heart rate variability analysis. *The Clinical journal of pain*, 26(9), pp.777–82. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20973153> [Accessed May 16, 2012].
- Ferguson, M.A. et al., 1999. *Effects of exercise training and its cessation on components of the insulin resistance syndrome in obese children.*, Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=10490792](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10490792).
- Finucane, F.M. et al., 2008. Elevated blood pressure in overweight and obese Irish children. *Irish Journal Of Medical Science*, 177(4), pp.379–381.

- Fishman, M. et al., 2012. A Method for Analyzing Temporal Patterns of Variability of a Time Series from Poincare Plots. *Journal of Applied Physiology*. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22556398>.
- Force, T. et al., 1996. Guidelines Heart rate variability. *Heart*, pp.354–381.
- Freedson, P. et al., 2005. Calibration of Accelerometer Output for Children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(Supplement), pp.S523–S530. Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Calibration\\_of\\_Accelerometer\\_Output\\_for\\_Adults.4.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Calibration_of_Accelerometer_Output_for_Adults.4.aspx) [Accessed June 23, 2011].
- Garrison, R.J. et al., 1983. Cigarette smoking as a confounder of the relationship between relative weight and long-term mortality: the Framingham Heart Study. *Journal Of The American Medical Association*, 249(16), pp.2199–2203.
- Gavarry, O. et al., 1998. Continuous heart rate monitoring over 1 week in teenagers aged 11-16 years. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 77(1-2), pp.125–132. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9459532>.
- Giardini, A. et al., 2005. Recovery kinetics of oxygen uptake is abnormally prolonged in patients with Mustard/Senning repair for transposition of the great arteries. *Pediatr Cardiol*, 26(6), pp.821–826. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16132284>.
- Gilbey, H. & Gilbey, M., 1995. The physical activity of Singapore primary school children as estimated by heart rate monitoring. *Pediatric Exercise Science*, 7, p.26.
- Giovannucci, E. et al., 1995. Physical activity, obesity, and risk for colon cancer and adenoma in men. *Annals of internal medicine*, 122(5), pp.327–34. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7847643>.
- Godfrey, S. et al., 1971. Cardio-respiratory response to exercise in normal children. *Clinical Science*, 40(5), pp.419–431.
- Guixeres, J. et al., 2009. A new protocol test for physical activity research in obese children (etiobe project). *Stud Health Technol Inform*, 144, pp.281–283. Available at: [http://2073995450429721324-a-unicatt-it-sites.googlegroups.com/a/unicatt.it/arctt/volume-7-summer-2009/GUIXERES\\_ARCTT\\_2009.pdf?attachauth=ANoY7cpNGA4jeennKyBUUGRV\\_I4vCnDStRJPpLW5iv7uaTHmQNUqT0N29rbpLYzTeWNBWK23KpqN0WMjTFRyOHZVBBa\\_MOEfyGGQKLcEucl\\_XxlsVMTiecd-vq25baeJBAb4rUOCTCdGse3cKgVNDi\\_edZqGII5d2ao51cW4jcdAYv9NtfI4sEoU6qSZOvYXgc6DBhl6iwqGazyRdPmOV7jP6cZHjr3sYmht4n5TJbBi743m7sFKBg=&attredirects=1](http://2073995450429721324-a-unicatt-it-sites.googlegroups.com/a/unicatt.it/arctt/volume-7-summer-2009/GUIXERES_ARCTT_2009.pdf?attachauth=ANoY7cpNGA4jeennKyBUUGRV_I4vCnDStRJPpLW5iv7uaTHmQNUqT0N29rbpLYzTeWNBWK23KpqN0WMjTFRyOHZVBBa_MOEfyGGQKLcEucl_XxlsVMTiecd-vq25baeJBAb4rUOCTCdGse3cKgVNDi_edZqGII5d2ao51cW4jcdAYv9NtfI4sEoU6qSZOvYXgc6DBhl6iwqGazyRdPmOV7jP6cZHjr3sYmht4n5TJbBi743m7sFKBg=&attredirects=1).
- Guixeres, J. et al., 2013. Effects of Virtual Reality during Exercise in Children. *Journal of Universal Computer Science*, 9(2013), pp.1199–1218.
- Guixeres, J., Saiz, J. & Alvarez, J., 2011. Physiological interaction and Virtual Reality Scenarios applied for Physical Activity promotion. In *International Symposium of Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence*.
- Guízar, J.-M. et al., 2005. Heart autonomic function in overweight adolescents. *Indian Pediatrics*, 42(5), pp.464–469. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15923693>.
- Gutin, B. et al., 1999. *Effect of physical training and its cessation on percent fat and bone density of children with obesity*. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10102258>.
- Gutin, B. et al., 1997. *Effect of physical training on heart-period variability in obese children*. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9202616>.

- Gutin, B. et al., 2000a. Heart rate variability in obese children: relations to total body and visceral adiposity, and changes with physical training and detraining. *Obesity research*, 8(1), pp.12–9. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=10678254](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10678254) [Accessed February 4, 2012].
- Gutin, B. et al., 2000b. Heart rate variability in obese children: relations to total body and visceral adiposity, and changes with physical training and detraining. *Obesity research*, 8(1), pp.12–9. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=10678254](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=10678254) [Accessed February 4, 2012].
- Gutin, B. et al., 2005. Relations of moderate and vigorous physical activity to fitness and fatness in adolescents. *The American journal of clinical nutrition*, 81(4), pp.746–50. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15817847>.
- Al Haddad, H. et al., 2011. Reliability of resting and postexercise heart rate measures. *International Journal of Sports Medicine*, 32(8), pp.598–605. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21574126>.
- Hadjiyannakis, S., 2005. The metabolic syndrome in children and adolescents. *Ethnicity disease*, 10(1), pp.41–47. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14764281>.
- Hall, K.D. et al., 2011. Quantification of the effect of energy imbalance on bodyweight. *The Lancet*, 378, pp.826–837.
- Ten Harkel, A.D. et al., 1990. Assessment of cardiovascular reflexes: influence of posture and period of preceding rest. *J Appl Physiol*, 68(1), pp.147–153. Available at: <http://jap.physiology.org/cgi/content/abstract/68/1/147> [Accessed May 16, 2012].
- Ten Harkel, A.D.J. et al., 2011. Normal values for cardiopulmonary exercise testing in children. *European journal of cardiovascular prevention and rehabilitation: official journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology*, 18(1), pp.48–54. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20595902> [Accessed March 29, 2012].
- Harris, J.A. & Benedict, F.G., 1918. A biometric study of basal metabolism in man. *Sciences New York*, 4(12), p.279. Available at: <http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=6oUNAAAAYAAJ&oi=fnd&pg=PA1&dq=biometric+studies+of+basal+metabolism+in+man&ots=WzIhKtUpN&sig=v3Cwip9IY1yH7lIH7VzTMWdEc4k>.
- Hasselstrøm, H. et al., 2007. Peripheral bone mineral density and different intensities of physical activity in children 6-8 years old: the Copenhagen School Child Intervention study. *Calcified Tissue International*, 80(1), pp.31–38. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17205330>.
- Herring, N. & Paterson, D.J., 2009. Neuromodulators of peripheral cardiac sympatho-vagal balance. *Experimental Physiology*, 94(1), pp.46–53. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18945757>.
- Hirsch, J.A. & Bishop, B., 1981. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol*, 241(4), pp.H620–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7315987>.
- Hodges, L.D., Brodie, D.A. & Bromley, P.D., 2005. Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 15(5), pp.271–279. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16181250>.
- Hoffman, G.M., Torres, A. & Forster, H. V., 1993. Validation of a volumeless breath-by-breath method for measurement of respiratory quotient. *Journal of Applied Physiology*, 75(4), pp.1903–1910.

- Hofsteenge, G.H. et al., 2010. Validation of predictive equations for resting energy expenditure in obese adolescents. *AMERICAN JOURNAL OF CLINICAL NUTRITION*, 91(5), pp.1244–1254. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20237141>.
- Hollenberg, M. & Tager, I.B., 2000. Oxygen uptake efficiency slope: an index of exercise performance and cardiopulmonary reserve requiring only submaximal exercise. *Journal of the American College of Cardiology*, 36(1), pp.194–201. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10898434>.
- Honzikova, N. et al., 2006. Baroreflex sensitivity in children, adolescents, and young adults with essential and white-coat hypertension. *Klin Padiatr*, 218(4), pp.237–242. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16819707>.
- Hottenrott, K., Hoos, O. & Esperer, H.D., 2006. [Heart rate variability and physical exercise. Current status]. *Herz*, 31(6), pp.544–52. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17036185> [Accessed April 3, 2012].
- Howley, E.T., 2001. Type of activity: resistance, aerobic and leisure versus occupational physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 33(6 Suppl), pp.S364–9; discussion S419–20. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11427761>.
- Hsia, J. et al., 2009. Resting heart rate as a low tech predictor of coronary events in women: prospective cohort study. *BMJ British Medical Journal*, 338(feb03 2), p.b219. Available at: <http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.b219>.
- Hu, F.B. et al., 2003. Television watching and other sedentary behaviors in relation to risk of obesity and type 2 diabetes mellitus in women. *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 289(14), pp.1785–91. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12684356>.
- Internationale, C. et al., 2007. Evaluation of two detrending techniques for application in Heart Rate Variability. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007*, pp.267–70. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18001941>.
- James F. Sallis, N.O., 1999. physical activity and behavioural medicine.
- James, F.W. et al., 1980. Responses of normal children and young adults to controlled bicycle exercise. *Circulation*, 61(5), pp.902–912.
- Janz, K.F. et al., 2002. Fatness, physical activity, and television viewing in children during the adiposity rebound period: the Iowa Bone Development Study. *Preventive Medicine*, 35(6), pp.563–571. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0091743502911138>.
- Jokkel, G., Bonyhay, I. & Kollai, M., 1995. Heart rate variability after complete autonomic blockade in man. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 51(1), pp.85–89.
- Jong, M.M.J. De, 2005. Analysis in the Assessment of Autonomic Function in Heart Failure. , 20(3), pp.186–195.
- Jouven, X. et al., 2005. Heart-Rate Profile during Exercise as a Predictor of Sudden Death — NEJM. *The New England Journal of Medicine*, 353(7), pp.734–735; author reply 734–735. Available at: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa043012> [Accessed November 9, 2011].
- Julius, S., 1998. Effect of sympathetic overactivity on cardiovascular prognosis in hypertension. *European Heart Journal*, 19 Suppl F, pp.F14–F18.

- Kamath, M. V et al., 1991. Clinical Applications Of Heart Rate Variability Power Spectra. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13 1991*, 21(10), pp.719–724. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9789691>.
- Kamen, P.W. & Tonkin, A.M., 1995. *Application of the Poincaré plot to heart rate variability: a new measure of functional status in heart failure.*
- Kannel, W.B., McGee, D.L. & Schatzkin, A., 1984. An epidemiological perspective of sudden death. 26-year follow-up in the Framingham Study. *Drugs*, 28 Suppl 1, pp.1–16.
- Kannel, W.B., Sorlie, P. & Mcnamara, P.M., 1979. Prognosis after initial myocardial infarction: The Framingham study. *The American Journal of Cardiology*, 44(1), pp.53–59. Available at: <http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/453046> [Accessed May 19, 2012].
- Karvonen, M.J., Kentala, E. & Mustala, O., 1957. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn*, 35(3), pp.307–315. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13470504>.
- Kaufman, C.L. et al., 2007. Relationships of cardiac autonomic function with metabolic abnormalities in childhood obesity. *Obesity (Silver Spring)*, 15(5), pp.1164–1171. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17495192>.
- Kienzle, M.G. et al., 1992. Clinical, hemodynamic and sympathetic neural correlates of heart rate variability in congestive heart failure. *The American Journal of Cardiology*, 69(8), pp.761–767. Available at: [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149\(92\)90502-P](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149(92)90502-P) [Accessed September 5, 2013].
- Kitney, R.I., 1975. An analysis of the nonlinear behaviour of the human thermal vasomotor control system. *Journal of Theoretical Biology*, 52(1), pp.231–248. Available at: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-5193\(75\)90054-5](http://dx.doi.org/10.1016/0022-5193(75)90054-5) [Accessed May 16, 2012].
- Klabunde, R.E., 2005. *Cardiovascular Physiology Concepts*, Lippincott Williams & Wilkins. Available at: <http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=Ns77UPURq30C&pgis=1>.
- Kleiger, R.E. et al., 1987. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American journal of cardiology*, 59(4), pp.256–62. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3812275> [Accessed May 16, 2012].
- Kohl 3rd, H.W., Fulton, J.E. & Caspersen, C., 2000. Assessment of physical activity among children and adolescents: A review and synthesis. *Prev Med*, 31, pp.s54–s76.
- Kriska, A., 1997. Introduction to a collection of physical activity questionnaires. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, (29).
- Laederach-Hofmann, K., Mussgay, L. & Rüdell, H., 2000. Autonomic cardiovascular regulation in obesity. *The Journal of endocrinology*, 164(1), pp.59–66. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10607938>.
- Landsberg, L., 1990. The sympathoadrenal system, obesity and hypertension: an overview. *Journal of Neuroscience Methods*, 34(1-3), pp.179–186.
- Langewitz, W., Rüdell, H. & Schächinger, H., 1994. Reduced parasympathetic cardiac control in patients with hypertension at rest and under mental stress. *American Heart Journal*, 127(1), pp.122–128. Available at: [http://dx.doi.org/10.1016/0002-8703\(94\)90517-7](http://dx.doi.org/10.1016/0002-8703(94)90517-7) [Accessed May 16, 2012].
- Lanningham-foster, L. et al., 2006. Energy expenditure of sedentary screen time compared with active screen time for children. *Pediatrics*, 118(6), pp.e1831–5. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17142504> [Accessed August 4, 2011].

- Lazarova, Z. et al., 2009. Baroreflex sensitivity is reduced in obese normotensive children and adolescents. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 87(7), pp.565–571.
- Leger, L. & Thivierge, M., 1988. Heart Rate Monitors: Validity, Stability, and Functionality. *The Physician and Sports Medicine*, 16, pp.143–151.
- Lerma, C. et al., 2003. Poincaré plot indexes of heart rate variability capture dynamic adaptations after haemodialysis in chronic renal failure patients. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23(2), pp.72–80. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12641600>.
- Lewis, M.J. & Short, A.L., 2007. Sample entropy of electrocardiographic RR and QT time-series data during rest and exercise. *Physiological measurement*, 28(6), pp.731–44. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17664626> [Accessed February 1, 2013].
- Li, L. et al., 2011. Comparison of Detrending Methods in Spectral Analysis of Heart Rate Variability. *Engineering and Technology*, (2009), pp.828–832.
- Lin, L. et al., 2008. Inverse correlation between heart rate recovery and metabolic risks in healthy children and adolescents: insight from the National Health and Nutrition Examination Survey 1999-2002. *Diabetes Care*, 31(5), pp.1015–20. Available at: <http://care.diabetesjournals.org/content/31/5/1015.short> [Accessed June 17, 2012].
- Lisenby, M.J. & Richardson, P.C., 1977. The Beatquency Domain: an unusual application of the fast Fourier transform. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 24(4), pp.405–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/881216> [Accessed May 17, 2012].
- Lisón, J.F. et al., 2012. Exercise intervention in childhood obesity: a randomized controlled trial comparing hospital-versus home-based groups. *Academic pediatrics*, 12(4), pp.319–25. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22634075> [Accessed February 6, 2013].
- Liu, C. & Zhou, W.-X., 2009. Superfamily classification of nonstationary time series based on DFA scaling exponents. *Systems Engineering*, 43(49), p.5. Available at: <http://arxiv.org/abs/0912.2016>.
- Living, A.C.F.A., 2012. *Sitting and Sedentary Behaviours: A Public Health Problem*,
- Livingstone, M.B. et al., 1992. Daily energy expenditure in free-living children: comparison of heart-rate monitoring with the doubly labeled water (2H<sub>2</sub>(18)O) method. *Am J Clin Nutr*, 56(2), pp.343–352. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=1636613](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1636613).
- Livingstone, M.B., 1994. Energy expenditure and physical activity in relation to fitness in children. *The Proceedings of the Nutrition Society*, 53(1), pp.207–221.
- Lmberis, A. & Dittmar, A., 2007. Advanced Wearable Health Systems and Applications - Research and Development Efforts in the European Union. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 26(3), pp.29–33. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4213098> [Accessed January 26, 2012].
- Lopez-alarcon, M. et al., 2004. Ability of the actiwatch accelerometer to predict free-living energy expenditure in young children. *Obesity research*, 12(11), pp.1859–65. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15601983>.
- Luke, A. et al., 1997. Heart rate monitoring to assess energy expenditure in children with reduced physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(1), pp.144–148.

- Lurbe, E. et al., 2008. Added impact of obesity and insulin resistance in nocturnal blood pressure elevation in children and adolescents. *Hypertension*, 51(3), pp.635–641. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=18195166](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=18195166).
- Lurbe, E. et al., 1998. The impact of obesity and body fat distribution on ambulatory blood pressure in children and adolescents. *American Journal of Hypertension*, 3(6), pp.362–367. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11723358>.
- Macdonald, I.A., 1995. Advances in our understanding of the role of the sympathetic nervous system in obesity. *International journal of obesity and related metabolic disorders journal of the International Association for the Study of Obesity*, 19 Suppl 7, pp.S2–S7.
- Maffeis, C. et al., 1995. Daily energy expenditure in free-living conditions in obese and non-obese children: Comparison of doubly labelled water (2H218O) method and heart-rate monitoring. *International Journal of Obesity*, 19(9), pp.671–677.
- Maffeis, C., Schutz, Y., Schena, F., et al., 1993. Energy expenditure during walking and running in obese and nonobese prepubertal children. *J Pediatr*, 123(2), pp.193–199. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8345413>.
- Maffeis, C. et al., 1994. Maximal aerobic power during running and cycling in obese and non-obese children. *Acta Paediatr*, 83(1), pp.113–116. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8193460>.
- Maffeis, C., Schutz, Y., Zoccante, L., et al., 1993. Meal-induced thermogenesis in lean and obese prepubertal children. *Am J Clin Nutr*, 57(4), pp.481–485. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8460601>.
- Maffeis, C., Schutz, Y., Micciolo, R., et al., 1993. Resting metabolic rate in six- to ten-year-old obese and nonobese children. *J Pediatr*, 122(4), pp.556–562. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8463900>.
- Maggio, A.B.R. et al., 2010. Reduced physical activity level and cardiorespiratory fitness in children with chronic diseases. *European Journal of Pediatrics*, 169(10), pp.1187–1193. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20411275>.
- Malik, M. et al., 1989. Prognostic value of heart rate variability after myocardial infarction. A comparison of different data-processing methods. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 27(6), pp.603–611. Available at: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF02441642> [Accessed May 16, 2012].
- Malina, R.M. et al., 1995. Fatness and physical fitness of girls 7 to 17 years. *Obes Res*, 3(3), pp.221–231. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7627770>.
- Mancia, G. et al., 1980. Blood pressure variability in man: its relation to high blood pressure, age and baroreflex sensitivity. *Clinical science London England 1979*, 59 Suppl 6(Suppl 6), p.401s–404s.
- Marinov, B., Kostianev, S. & Turnovska, T., 2003. Modified treadmill protocol for evaluation of physical fitness in pediatric age group--comparison with Bruce and Balke protocols. *Acta Physiol Pharmacol Bulg*, 27(2-3), pp.47–51.
- Martini, G. et al., 2001. Heart rate variability in childhood obesity. *Clinical autonomic research official journal of the Clinical Autonomic Research Society*, 11(2), pp.87–91. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11570608>.
- Masse, L.C. et al., 2005. Accelerometer Data Reduction: A Comparison of Four Reduction Algorithms on Select Outcome Variables. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11). Available at:

- [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Accelerometer\\_Data\\_Reduction\\_\\_A\\_Comparison\\_of\\_Four.7.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Accelerometer_Data_Reduction__A_Comparison_of_Four.7.aspx).
- Mcardle, W.D. & Katch, V., 2001. Exercise Physiology. , pp.187–200.
- McClain, J.J. et al., 2008. Epoch length and accelerometer outputs in children: comparison to direct observation. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(12), pp.2080–2087. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18981941>.
- McDonald, K.G.K., 2012. Effect of Training Mode on Post-Exercise Heart Rate Recovery of Trained Cyclists. Available at: <http://digitalcommons.lmu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1058&context=ultra> [Accessed January 27, 2013].
- McGavock, J.M. et al., 2009. Cardiorespiratory fitness and the risk of overweight in youth: the Healthy Hearts Longitudinal Study of Cardiometabolic Health. *Obesity Silver Spring Md*, 17(9), pp.1802–1807. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19282826>.
- McKenzie, S.A. et al., 2008. Which obese children should have a sleep study? *Respiratory Medicine*, 102(11), pp.1581–1585. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18640017>.
- McNarry, M. a & Lewis, M.J., 2012. Heart rate variability reproducibility during exercise. *Physiological measurement*, 33(7), pp.1123–33. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22736226> [Accessed February 1, 2013].
- Melanson, E.L. & Freedson, P.S., 1996. Physical activity assessment: a review of methods. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*, 36(5), pp.385–396. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8725670>.
- Meoli, D. & May-plumlee, T., 2002. Interactive electronic textile development: *Spring*, 2(2), pp.1–12.
- Michele, R. Di et al., 2011. Estimation of the anaerobic threshold from heart rate variability in an incremental swimming test. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22190158>.
- Mitov, I.P., 1999. A method for assessment and processing of biomedical signals containing trend and periodic components. *Medical Engineering & Physics*, 20(9), pp.660–668. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10098610>.
- Montoye H Saris W, Washburn R, K.H., Measuring physical Activity and energy expenditure. .
- Morinder, G. et al., 2009. Insulin sensitivity, VO<sub>2</sub>max and body composition in severely obese Swedish children and adolescents. *Acta paediatrica*, 98(1), pp.132–138. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1651-2227.2008.01030.x/full>.
- Murray, A. et al., 1975. RR interval variations in young male diabetics. *British heart journal*, 37(8), pp.882–5. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=482890&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed May 16, 2012].
- Nagai, N. et al., 2003. Autonomic nervous system activity and the state and development of obesity in Japanese school children. *Obesity research*, 11(1), pp.25–32. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12529482>.
- Nakata, A. et al., 1998. Spectral analysis of heart rate, arterial pressure, and muscle sympathetic nerve activity in normal humans. *American Journal of Physiology*, 274(4 Pt 2), pp.H1211–H1217. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9575924>.



- Nemeth, B.A. et al., 2009. Submaximal treadmill test predicts VO<sub>2</sub>max in overweight children. *The Journal of pediatrics*, 154(5), pp.677–681. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21170846>.
- Newandee, D.A. & Reismad, S.S., 2003. Wavelet Representation Comparison for Heart Rate Variability Analysis. *2003 IEEE 29th Annual Proceedings of Bioengineering Conference*, 07012(1), pp.112–113. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1216017>.
- Ng, J. et al., 2009. Autonomic effects on the spectral analysis of heart rate variability after exercise. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 297(4), pp.H1421–8. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2770769&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed March 19, 2012].
- Nieman, D.C. et al., Validation of COSMED 's FitMate in measuring Resting Metabolic Rate. *Test*.
- Noguchi, Y. et al., 1993. Component analysis of heart rate variability spectra and mental load. In *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Societ.* IEEE, pp. 391–392. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=978601> [Accessed May 16, 2012].
- Nolan, R., 1996. HEART RATE VARIABILITY ( HRV ).
- Norman, A.C. et al., 2005. Influence of excess adiposity on exercise fitness and performance in overweight children and adolescents. *Pediatrics*, 115(6), pp.e690–6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15930197>.
- Nováková, Z. et al., 2001. Baroreflex sensitivity and body growth parameters in children and adolescents. *Experimental and Clinical Cardiology*, 6(1), pp.35–37.
- Nunan, D. et al., 2008. Levels of agreement for RR intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. *European Journal of Applied Physiology*, 103(5), pp.529–537. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18427831>.
- NUUBO, 2010. NUUBO. 2010. Available at: [www.nuubo.com](http://www.nuubo.com).
- Ohuchi, H. et al., 2000. Heart rate recovery after exercise and cardiac autonomic nervous activity in children. *Pediatric Research*, 47(3), pp.329–35. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709731>.
- De Onis, M. & Lobstein, T., 2010. Defining obesity risk status in the general childhood population: which cut-offs should we use? *International journal of pediatric obesity IJPO an official journal of the International Association for the Study of Obesity*, 5(6), pp.458–460. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20233144>.
- Ortega, F.B. et al., 2008. Physical fitness in childhood and adolescence: a powerful marker of health. *International journal of obesity (2005)*, 32(1), pp.1–11. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18043605> [Accessed March 13, 2012].
- Owens, S. et al., 1999. *Effect of physical training on total and visceral fat in obese children.*,
- Pacelli, M. et al., 2006. Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textile solutions. *Sensors (Peterborough, NH)*, pp.1–4. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4201251> [Accessed February 5, 2012].
- Paciga, M. & Lutfiyya, H., 2005. Herecast : An Open Infrastructure for Location- Based Services Using WiFi. *Access*, 9.

- Paffenbarger, R.S. et al., 1984. A natural history of athleticism and cardiovascular health. *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 252(4), pp.491–5. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6737639>.
- Paffenbarger, R.S., Wing, A.L. & Hyde, R.T., 1978. Physical activity as an index of heart attack risk in college alumni. *American journal of epidemiology*, 108(3), pp.161–75. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/707484> [Accessed May 19, 2012].
- Pan, J. & Willis, J., 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm. , (3), pp.230–236.
- Papaioannou, V.E. et al., 2006. Investigation of altered heart rate variability, nonlinear properties of heart rate signals, and organ dysfunction longitudinally over time in intensive care unit patients. *Journal of critical care*, 21(1), pp.95–103; discussion 103–4. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16616632> [Accessed May 17, 2012].
- Parati, G. et al., 1988. Evaluation of the baroreceptor-heart rate reflex by 24-hour intra-arterial blood pressure monitoring in humans. *Hypertension*, 12(2), pp.214–22. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3410530>.
- Parati, G. et al., 1995. Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal. *Hypertension*, 25(6), pp.1276–86. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7768574> [Accessed March 14, 2012].
- Paridon, S.M. et al., 2006. Clinical stress testing in the pediatric age group: a statement from the American Heart Association Council on Cardiovascular Disease in the Young, Committee on Atherosclerosis, Hypertension, and Obesity in Youth. *Circulation*, 113(15), pp.1905–20. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16567564> [Accessed August 16, 2011].
- Paschoal, M.A. & Fontana, C.C., 2011. Method of Heart Rate Variability Threshold Applied in Obese and Health (San Francisco).
- Patel, T.J. et al., 1998. Increased oxidative capacity does not protect skeletal muscle fibers from eccentric contraction-induced injury. *Am J Physiol*, 274(5 Pt 2), pp.R1300–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9644043>.
- Paterson, D.H., Cunningham, D.A. & Donner, A., 1981. The effect of different treadmill speeds on the variability of VO<sub>2</sub> max in children. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 47(2), pp.113–22. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7197211> [Accessed November 25, 2011].
- Peng, C.K. et al., 1995. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos Woodbury Ny*, 5(1), pp.82–87. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11538314>.
- Perini, R. et al., 1989. Plasma norepinephrine and heart rate dynamics during recovery from submaximal exercise in man. *European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology*, 58(8), pp.879–883. Available at: <http://www.springerlink.com/index/av72634835005338.pdf>.
- Perini, R. & Veicsteinas, A., 2003. Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *European journal of applied physiology*, 90(3-4), pp.317–25. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13680241> [Accessed March 7, 2012].
- Petretta, M. et al., 1995. Assessment of cardiac autonomic control by heart period variability in patients with early-onset familial obesity. *European Journal of Clinical Investigation*, 25(11), pp.826–832. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8582447>.

- Pfeiffer, K.A. et al., 2006. Validation and Calibration of the Actical Accelerometer in Preschool Children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(1), pp.152–157. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200601000-00024> [Accessed March 26, 2012].
- Pierpont, G.L., Stolpman, D.R. & Gornick, C.C., 2000. Heart rate recovery post-exercise as an index of parasympathetic activity. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 80(3), pp.169–74. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10785283>.
- Plasqui, G. & Westerterp, K.R., 2005. Accelerometry and Heart Rate as a Measure of Physical Fitness: Proof of Concept. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(5), pp.872–876. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200505000-00024> [Accessed August 7, 2011].
- Pober, D.M. et al., 2006. Development of novel techniques to classify physical activity mode using accelerometers. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(9), pp.1626–34. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16960524> [Accessed July 22, 2011].
- Pola, S. et al., 1996. Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: assessing the role of the time-frequency representations (TFR). *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 43(1), pp.46–59. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8567005> [Accessed May 17, 2012].
- Potter, C.R. & Unnithan, V.B., 2005. Interpretation and implementation of oxygen uptake kinetics studies in children with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(5), pp.353–357.
- Powell, K.E. & Blair, S.N., 1994. The public health burdens of sedentary living habits: theoretical but realistic estimates. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(7), pp.851–856. Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1994/07000/The\\_public\\_health\\_burdens\\_of\\_sedentary\\_living.7.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1994/07000/The_public_health_burdens_of_sedentary_living.7.aspx).
- Prado, D.M. et al., 2010. Exercise training associated with diet improves heart rate recovery and cardiac autonomic nervous system activity in obese children. *International Journal of Sports Medicine*, 31(12), pp.860–865. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21072735>.
- Puyau, M.R. et al., 2002. Validation and calibration of physical activity monitors in children. *Obesity research*, 10(3), pp.150–7. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11886937>.
- Rabbia, F. et al., 2003. Assessment of cardiac autonomic modulation during adolescent obesity. *Obes Res*, 11(4), pp.541–548. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12690083>.
- Rajendra Acharya U Jasjit S Suri, J.A.E.S.A.D.S.M.K., 2007. *Advances in Cardiac Signal Processing* R. A. U et al., eds., Springer. Available at: <http://www.amazon.com/Advances-Cardiac-Processing-Rajendra-Acharya/dp/3540366741>.
- Rajendra Acharya, U. et al., 2006. Heart rate variability: a review. *Medical & biological engineering & computing*, 44(12), pp.1031–51. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17111118> [Accessed March 15, 2012].
- Ramchurn, S.K. & Murray, A., 2001. Multifractal analysis of heart rate variability. In *Computers in Cardiology 2001. Vol.28 (Cat. No.01CH37287)*. IEEE, pp. 461–464. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=977692> [Accessed May 17, 2012].
- Ramshur, J., 2010. *DESIGN, EVALUATION, AND APPLICATION OF HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS SOFTWARE (HRVAS)*. university of memphis.

- Ravussin, E. et al., 1982. Twenty-four-hour energy expenditure and resting metabolic rate in obese, moderately obese, and control subjects. *The American journal of clinical nutrition*, 35(3), pp.566–73. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6801963>.
- Regamey, N. & Moeller, A., 2010. Paediatric exercise testing. *European Respiratory Monograph*, pp.291–309. Available at: <http://erm.ersjournals.com/content/ermplf/1/SEC22.body> [Accessed December 15, 2011].
- Reilly, J.J. et al., 2006. Physical activity to prevent obesity in young children: cluster randomised controlled trial. *BMJ (Clinical research ed.)*, 333(7577), p.1041. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1647320&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed August 16, 2011].
- Rennie, K.L. & Wareham, N.J., 1998. The validation of physical activity instruments for measuring energy expenditure: problems and pitfalls. *Public health nutrition*, 1(4), pp.265–71. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10933427>.
- Reybrouck, T. et al., 1997. Assessment of cardiorespiratory exercise function in obese children and adolescents by body mass-independent parameters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(6), pp.478–483. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9202942>.
- Rh eaume, C. et al., 2011. Contributions of cardiorespiratory fitness and visceral adiposity to six-year changes in cardiometabolic risk markers in apparently healthy men and women. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*, 96(5), pp.1462–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21325457> [Accessed November 14, 2011].
- Richman, J.S. & Moorman, J.R., 2011. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Cardiovascular Research*, 278(6), pp.2039–2049. Available at: <http://ajpheart.physiology.org/content/278/6/H2039.short>.
- Riddoch, C.J. & Boreham, C.A., 1995. The health-related physical activity of children. *Sports Med*, 19(2), pp.86–102. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7747006>.
- Di Rienzo, M. et al., 2009. Baroreflex contribution to blood pressure and heart rate oscillations: time scales, time-variant characteristics and nonlinearities. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, 367(1892), pp.1301–18. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2635500&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed April 3, 2012].
- Di Rienzo, M., Mancia, G., Parati, G., Pedotti, A., Zanchetti, A., 1993. *Blood Pressure and Heart Rate Variability* volume 4. I. of S. in Health & Informatics, eds.,
- Riva, P. et al., 2001. Obesity and autonomic function in adolescence. *Clinical and experimental hypertension*, 23(1-2), pp.57–67. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11270589>.
- Rivera-brown, A.M., Rivera, M.A. & Frontera, W.R., 2004. Achievement of  $\sim 0$  , m a x Criteria in Adolescent Runners : Effects of Testing Protocol. *Engineering*, pp.236–245.
- Robergs, R., 2002. THE SURPRISING HISTORY OF THE “HRmax=220-age” EQUATION. *J Exerc Physiol*, 1971(1), pp.1–10. Available at: <http://www.mendeley.com/research/relationship-between-fitness-levels-employees-perceived-productivity-job-satisfaction-absenteeism/> [Accessed May 23, 2012].
- Roberts, C.K., Freed, B. & McCarthy, W.J., 2010. Low aerobic fitness and obesity are associated with lower standardized test scores in children. *The Journal of pediatrics*, 156(5), pp.711–8, 718.e1. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2909322&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.

- Robertson, W. et al., 2011. Utility of Accelerometers to Measure Physical Activity in Children Attending an Obesity Treatment Intervention. *Journal of obesity*, 2011. Available at: <http://dx.doi.org/10.1155/2011/398918>.
- Rocchini, A.P. et al., 1989. The effect of weight loss on the sensitivity of blood pressure to sodium in obese adolescents. *The New England Journal of Medicine*, 321(9), pp.580–585.
- Rodriguez, D.A., BROWN, A.L. & TROPED, P.J., 2005. Portable Global Positioning Units to Complement Accelerometry-Based Physical Activity Monitors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11). Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Portable\\_Global\\_Positioning\\_Units\\_to\\_Complement.10.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Portable_Global_Positioning_Units_to_Complement.10.aspx).
- Rodríguez-Colón, S.M. et al., 2011. Obesity is associated with impaired cardiac autonomic modulation in children. *Int J Pediatr Obes*, 6(2), pp.128–134. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20919806>.
- Rogowski, O. et al., 2009. Elevated resting heart rate is associated with the metabolic syndrome. *Cardiovascular Diabetology*, 8, p.55.
- Rossi, D. De et al., 1999. Chapter 5 Electroactive fabrics and wearable man-machine interfaces. , pp.1–13.
- Rossi, M. et al., 1989. *Cardiac autonomic dysfunction in obese subjects.*, Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2736876>.
- Rothney, M.P. et al., 2007. An artificial neural network model of energy expenditure using nonintegrated acceleration signals. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 103(4), pp.1419–27. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17641221> [Accessed July 10, 2011].
- Rowland, T.W. et al., 1993. Accuracy of physical working capacity (PWC170) in estimating aerobic fitness in children. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33(2), pp.184–188.
- Rowland, T.W., 1991. Effects of obesity on aerobic fitness in adolescent females. *Am J Dis Child*, 145(7), pp.764–768. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2058607>.
- Rowland, T.W., 2007. Evolution of maximal oxygen uptake in children. *Medicine and Sport Science*, 50, pp.200–209. Available at: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=medl&AN=17387259>.
- Rowland, T.W. & Cunningham, L.N., 1992. Oxygen uptake plateau during maximal treadmill exercise in children. *Chest*, 101(2), pp.485–489.
- Rowlands, A. V, Eston, R.G. & Ingledeu, D.K., 1997. Measurement of physical activity in children with particular reference to the use of heart rate and pedometry. *Sports Medicine*, 24(4), pp.258–272.
- Rowlands, A. V, Eston, R.G. & Ingledeu, D.K., 2007. Relationship between activity levels, aerobic fitness, and body fat in 8- to 10-yr-old children. *Journal of Applied Physiology*, pp.1428–1435.
- Rowlands, A. V. et al., 2004. Validation of the RT3 Triaxial Accelerometer for the Assessment of Physical Activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), pp.518–524. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200403000-00023> [Accessed May 19, 2012].
- Rudnick, E.F. & Mitchell, R.B., 2007. Behavior and obstructive sleep apnea in children: is obesity a factor? *The Laryngoscope*, 117(8), pp.1463–1466. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17597633>.

- Russo, V., Nigro, G. & Calabrò, R., 2008. Heart rate variability, obesity, and bariatric-induced weight loss: the importance of selection criteria. *Metabolism Clinical And Experimental*, 57(11), p.1622.
- Saliu, S., Birand, A. & Kudaiberdieva, G., 1994. Bispectral Analysis of Heart Rate Variability Signal. , pp.0–3.
- Sallis, J.F., 1991. Self-report measures of children's physical activity. *J Sch Health*, 61(5), pp.215–219. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=1943046](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1943046).
- Sallis, J.F. et al., 1996. Validation of interviewer- and self-administered physical activity checklists for fifth grade students. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(7), pp.840–851.
- Sallis, J.F. & Freedson, P., 1997. Accelerometer (CSA) count cut points for physical activity intensity ranges in youth. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(supplement), p.72.
- Sallis, J.F. & Saelens, B.E., 2000. Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future directions. *Research quarterly for exercise and sport*, 71(2 Suppl), pp.S1–S14. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10925819>.
- Salvadori, A. et al., 1999. Oxygen uptake and cardiac performance in obese and normal subjects during exercise. *Respiration international review of thoracic diseases*, 66(1), pp.25–33. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9973687>.
- Sapoznikov, D. et al., 1991. Methods Of Arrhythmia And Artifact Removal In Heart Rate Variability Analysis. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13: 1991*. IEEE, pp. 668–669. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=684135> [Accessed May 16, 2012].
- Sasaki, J.E., John, D. & Freedson, P.S., 2011. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(5), pp.411–416. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21616714>.
- Schechtman, V.L., Kluge, K.A. & Harper, R.M., 1988. Time-domain system for assessing variation in heart rate. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 26(4), pp.367–373. Available at: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF02442293> [Accessed May 16, 2012].
- Schiel, R. et al., 2006. Overweight, obesity and elevated blood pressure in children and adolescents. *European Journal Of Medical Research*, 11(3), pp.97–101.
- Schoeller, D.A. & Jefford, G., 2002. Determinants of the energy costs of light activities: inferences for interpreting doubly labeled water data. *International journal of obesity*, 26(1), pp.97–101. Available at: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsid=13501598> [Accessed May 19, 2012].
- Schutz, Y., Weinsier, R.L. & Hunter, G.R., 2001. Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obesity research*, 9(6), pp.368–79. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11399784>.
- Seely, A.J. & Macklem, P.T., 2004. Complex systems and the technology of variability analysis. *Critical Care*, 8(6), pp.R367–R384. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1065053&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Seres, L. et al., 2003. [Cardiopulmonary function and exercise capacity in patients with morbid obesity]. *Rev Esp Cardiol*, 56(6), pp.594–600. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12783735>.

- Shetty, P.S. et al., 1996. Energy requirements of adults: an update on basal metabolic rates (BMRs) and physical activity levels (PALs). *European journal of clinical nutrition*, 50 Suppl 1, pp.S11–23. Available at: <http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/8641254> [Accessed May 19, 2012].
- Singh, T.P., Rhodes, J. & Gauvreau, K., 2008. Determinants of heart rate recovery following exercise in children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(4), pp.601–605. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18317389>.
- Sirard, J.R. & Pate, R.R., 2001. Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(6), pp.439–54. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=8357491](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8357491) [Accessed March 30, 2012].
- Sit, C.H.P., Lam, J.W.K. & McKenzie, T.L., 2010. Direct observation of children's preferences and activity levels during interactive and online electronic games. *Journal of physical activity health*, 7(4), pp.484–489. Available at: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=medl&NEWS=N&AN=20683090>.
- Sjodin, A.M. et al., 1994. Energy balance in cross-country skiers: a study using doubly labeled water. *Med Sci Sports Exerc*, 26(6), pp.720–724. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8052113>.
- Smith, M.M. & Minson, C.T., 2012. Obesity and Adipokines: Effects on Sympathetic Overactivity. *The Journal of Physiology*, pp.1–39. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22351630>.
- Somers, V.K., 1999. Debating sympathetic overactivity as a hallmark of human obesity: an opposing position. *Journal of Hypertension*, 17(8), pp.1061–1064.
- Somers, V.K. et al., 1993. Sympathetic-Nerve Activity during Sleep in Normal Subjects. *New England Journal of Medicine*, 328(5), pp.303–307. Available at: <http://dx.doi.org/10.1056/NEJM199302043280502>.
- Sothern, M.S. et al., 2000. Impact of significant weight loss on maximal oxygen uptake in obese children and adolescents. *Journal of investigative medicine the official publication of the American Federation for Clinical Research*, 48(6), pp.411–416.
- Spurr, G.B. & Reina, J.C., 1988. Patterns of daily energy expenditure in normal and marginally undernourished school-aged Colombian children. *European Journal of Clinical Nutrition*, 42(10), pp.819–834. Available at: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=med3&NEWS=N&AN=3234323>.
- Staudenmayer, J. et al., 2009. An artificial neural network to estimate physical activity energy expenditure and identify physical activity type from an accelerometer. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 107(4), pp.1300–7. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2763835&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed August 25, 2011].
- Stein, P.K. & Kleiger, R.E., 1999. INSIGHTS FROM THE STUDY OF. *Heart*, (April 1998).
- Stein, P.K. & Reddy, A., 2005. Non-Linear Heart Rate Variability and Risk Stratification in Cardiovascular Disease. *Indian Pacing And Electrophysiology Journal*, 5(3), pp.210–220. Available at: <http://cogprints.org/4451/1/stein.htm>.
- Stiegler, P., 2006. The role of diet and exercise for the maintenance of fat-free mass and resting metabolic rate during weight loss. *Sports Medicine*. Available at: <http://www.ingentaconnect.com/content/adis/smd/2006/00000036/00000003/art00005> [Accessed June 6, 2012].

- Strath, S.J. et al., 2000. Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9 Suppl), pp.S465–S470. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10993416>.
- Strath, S.J., Brage, S. & Ekelund, U., 2005. Integration of physiological and accelerometer data to improve physical activity assessment. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11 Suppl), pp.S563–S571. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200511001-00009>.
- Street, P., 2011. Oxygen Pulse During Incremental Upper Body Exercise in Able-bodied and Spinal Cord Injured Athletes M.J. Price and C.D. Thake.
- Sutton, J.R., 1992. Limitations to maximal oxygen uptake. *Sports Medicine*, 13(2), pp.127–133.
- Swain, D.P. et al., 1994. Target heart rates for the development of cardiorespiratory fitness. *Med Sci Sports Exerc*, 26(1), pp.112–116. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8133731>.
- Swain, D.P. & Leutholtz, B.C., 1997. Heart rate reserve is equivalent to %VO<sub>2</sub> reserve, not to %VO<sub>2</sub>max. *Med Sci Sports Exerc*, 29(3), pp.410–414. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9139182>.
- Swinburn, B.A. et al., 2006. Estimating the effects of energy imbalance on changes in body weight in children. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 83(4), pp.859–863. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16600939>.
- Tanaka, H., Monahan, K.D. & Seals, D.R., 2001. Age-predicted maximal heart rate revisited. *J Am Coll Cardiol*, 37(1), pp.153–156. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=11153730](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11153730).
- Tarvainen, M.P., Ranta-Aho, P.O. & Karjalainen, P. a, 2002. An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 49(2), pp.172–5. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12066885>.
- Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996. Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*, 93(5), pp.1043–1065. Available at: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043> [Accessed March 7, 2012].
- Thong, T. et al., 2004. Heart rate variability analysis of effect of nicotine using periodograms. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1, pp.294–297. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17271668>.
- Tonhajzerova, I., Javorka, M., Trunkvalterova, Z., Chroma, O., Javorkova, J., Lazarova, Z., Ciljakova, M. & Javorka, K., 2008. Cardio-respiratory interaction and autonomic dysfunction in obesity. *J Physiol Pharmacol*, 59 Suppl 6, pp.709–718. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19218698>.
- Tonhajzerova, I., Javorka, M., Trunkvalterova, Z., Chroma, O., Javorkova, J., Lazarova, Z., Ciljakova, M., Javorka, K., et al., 2008. Cardio-respiratory interaction and autonomic dysfunction in obesity 1. *Time*, (1), pp.709–718.
- Torun, B., 2005. Energy requirements of children and adolescents. *Public Health Nutr*, 8(7A), pp.968–993. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16277815>.
- Torun, B., 1983. Inaccuracy of applying energy expenditure rates of adults to children. *Am J Clin Nutr*, 38(5), pp.813–815. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6637872>.



- Tounian, P. et al., 2001. Presence of increased stiffness of the common carotid artery and endothelial dysfunction in severely obese children: a prospective study. *Lancet*, 358(9291), pp.1400–1404. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T1B-44CHTX7-32/2/ec8145e6a1a3a9a74b99b78cf19a8618>.
- Trappe, T.A. et al., 1997. Energy expenditure of swimmers during high volume training. *Med Sci Sports Exerc*, 29(7), pp.950–954. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9243495>.
- Treuth, M.S. et al., 2008. Energy expenditure in children predicted from heart rate and activity calibrated against respiration calorimetry. *Methods*, pp.12–18.
- Treuth, M.S. et al., 1998. Fitness and energy expenditure after strength training in obese prepubertal girls. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(7), pp.1130–1136. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9861608>.
- Trevizani, G., 2012. Effects of Age and Aerobic Fitness on Heart Rate Recovery in Adult Men. *Arquivos Brasileiros de ...*, pp.802–810. Available at: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2012001200005&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2012001200005&script=sci_arttext) [Accessed February 3, 2013].
- Troiano, R.P., 2005. A Timely Meeting: Objective Measurement of Physical Activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11). Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/A\\_Timely\\_Meeting\\_\\_Objective\\_Measurement\\_of.1.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/A_Timely_Meeting__Objective_Measurement_of.1.aspx).
- Trost, S.G., 2001. Objective measurement of physical activity in youth: current issues, future directions. *Exerc Sport Sci Rev*, 29(1), pp.32–36. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=11210445](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11210445).
- Trost, S.G. et al., 1998. Validity of the computer science and applications (CSA) activity monitor in children. *Med Sci Sports Exerc*, 30(4), pp.629–633. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18649494>.
- Trost, S.G., Mciver, K.L. & Pate, R.R., 2005. Conducting Accelerometer-Based Activity Assessments in Field-Based Research. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(Supplement), pp.S531–S543. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200511001-00006> [Accessed August 12, 2011].
- Trost, S.G., Way, R. & Okely, A.D., 2006. Predictive Validity of Three ActiGraph Energy Expenditure Equations for Children. *Energy*.
- Tsipouras, M.G., Fotiadis, D.I. & Sideris, D.A., 2006. On the Physiological Validity and the Effects of Detrending in the Multiscale Entropy Analysis of Heart Rate Variability. *Time*, 48(4), pp.670–676.
- US Department of Health and Human Services, 1996. *Summary of the Surgeon General's report addressing physical activity and health* 1996/09/01 ed., Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9009669>.
- Valensi, P. et al., 1995. Cardiac autonomic function in obese patients. *International journal of obesity and related metabolic disorders journal of the International Association for the Study of Obesity*, 19(2), pp.113–118.
- Vanderlei, L.C. et al., 2010. Geometric indexes of heart rate variability in obese and eutrophic children. *Arq Bras Cardiol*, 95(1), pp.35–40. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20585738>.
- Verschuren, O., Maltais, D.B. & Takken, T., 2011. The 220-age equation does not predict maximum heart rate in children and adolescents. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 53(9), pp.861–864. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21569015>.

- Vetterli, M. & Herley, C., 1992. Wavelets and filter banks: theory and design. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 40(9), pp.2207–2232. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=157221>.
- Villa, M.P. et al., 1987. Cardiorespiratory Function during Exercise in Obese Children. *Acta Pædiatrica*, 76(2), pp.342–348. Available at: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1651-2227.1987.tb10472.x>.
- Virtanen, M. et al., 2007. Heart rate variability derived from exercise ECG in the detection of coronary artery disease. *Physiological measurement*, 28(10), pp.1189–200. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17906387> [Accessed April 9, 2012].
- Votano, J., Parham, M. & Hall, L., 2004. *DISCOVERING STATISTICS USING SPSS THIRD EDITION*, Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cbdv.200490137/abstract> [Accessed January 3, 2013].
- Wang, H.Y. et al., 2011. Cardiac response and N-terminal-pro-brain natriuretic peptide kinetics during exercise in patients with COPD. *Respir Care*, 56(6), pp.796–799. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21333081>.
- Wannamethee, G. & Shaper, A.G., 1992. Physical activity and stroke in British middle aged men. *BMJ*, 304(6827), pp.597–601. Available at: <http://www.bmj.com/cgi/content/abstract/304/6827/597> [Accessed May 19, 2012].
- Ward, D.S. et al., 2005. Accelerometer Use in Physical Activity: Best Practices and Research Recommendations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11). Available at: [http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Accelerometer\\_Use\\_in\\_Physical\\_Activity\\_\\_Best.11.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2005/11001/Accelerometer_Use_in_Physical_Activity__Best.11.aspx).
- Washington, R.L. et al., 1988. Normal aerobic and anaerobic exercise data for North American school-age children. *The Journal of pediatrics*, 112(2), pp.223–233. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WKR-4JDBM7S-7/2/88f648fb152d81d67cabb1cc4bbec9>.
- Waters, K.A. et al., 2006. Follow-up on metabolic markers in children treated for obstructive sleep apnea. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 174(4), pp.455–460. Available at: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=rzh&AN=2009263221&site=ehost-live>.
- Watts, K., Beye, P., Siafarikas, A., O'Driscoll, G., et al., 2004. Effects of exercise training on vascular function in obese children. *The Journal of pediatrics*, 144(2), pp.620–625. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15689932>.
- Watts, K., Beye, P., Siafarikas, A., Davis, E.A., et al., 2004. *Exercise training normalizes vascular dysfunction and improves central adiposity in obese adolescents.*, Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15145107>.
- Weijjs, P.J.M., 2008. Validity of predictive equations for resting energy expenditure in US and Dutch overweight and obese class I and II adults aged 18–65 y. *The American journal of clinical nutrition*, 88(4), pp.959–70. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18842782>.
- Weijjs, P.J.M. & Vansant, G.A.A.M., 2010. Validity of predictive equations for resting energy expenditure in Belgian normal weight to morbid obese women. *CLINICAL NUTRITION*, 29(3), pp.347–351.
- Weir, J.B., 1949. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *J Physiol*, 109(1-2), pp.1–9. Available at: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=15394301](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=15394301).

- Welk, G.J., 2005. Principles of Design and Analyses for the Calibration of Accelerometry-Based Activity Monitors ABSTRACT. *Direct*, 3711, pp.501–511.
- Westerterp, K.R., 2001. Limits to sustainable human metabolic rate. *The Journal of experimental biology*, 204(Pt 18), pp.3183–7. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11581332>.
- Westerterp, K.R., 1999. Physical activity assessment with accelerometers. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 23 Suppl 3, pp.S45–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10368002>.
- Westerterp, K.R. et al., 1986. Use of the doubly labeled water technique in humans during heavy sustained exercise. *J Appl Physiol*, 61(6), pp.2162–2167. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3027022>.
- Whipp, B.J., Higgenbotham, M.B. & Cobb, F.C., 1996. Estimating exercise stroke volume from asymptotic oxygen pulse in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 81(6), pp.2674–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9018521> [Accessed February 3, 2012].
- Whitaker, R.C. et al., 1997. Predicting obesity in young adulthood from childhood and parental obesity. *The New England Journal of Medicine*, 337(13), pp.869–873. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9302300>.
- WHO, 2012. *WHO | Obesity and overweight*, World Health Organization. Available at: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/index.html#.T7omFkelDMY.mendeley> [Accessed May 21, 2012].
- Wilson, P., 2007. Moving smart fabrics to market. *Industrial Fabric Products Review*, 92(2), pp.42–45. Available at: <https://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-33947246929&partnerID=40&md5=51b9070de25b7064178d01b8cf3510b1>.
- Winsley, R.J. et al., 2003. Reliability of heart rate variability measures at rest and during light exercise in children. *British Journal of Sports Medicine*, 37(6), pp.550–552. Available at: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsm.37.6.550>.
- Wong, W.W. et al., 2010. Are basal metabolic rate prediction equations appropriate for female children and adolescents? *Journal of Applied Physiology*, pp.2407–2414.
- World Health Organization, 2007. Growth reference 5-19 years. Available at: [http://www.who.int/growthref/who2007\\_bmi\\_for\\_age/en/index.html](http://www.who.int/growthref/who2007_bmi_for_age/en/index.html).
- Young, J.B. & Macdonald, I.A., 1992. Sympathoadrenal activity in human obesity: heterogeneity of findings since 1980. *International journal of obesity and related metabolic disorders journal of the International Association for the Study of Obesity*, 16(12), pp.959–967. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1335975>.
- Zahorska-Markiewicz, B. et al., 1993. Heart rate variability in obesity. *International journal of obesity and related metabolic disorders journal of the International Association for the Study of Obesity*, 17(1), pp.21–23. Available at: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=4680848>.
- Zanconato, S. et al., 1989. Gas exchange during exercise in obese children. *Eur J Pediatr*, 148(7), pp.614–617. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2663513>.
- Zaragozá, I. et al., 2011. Ubiquitous monitoring and assessment of obese children. In *International Symposium of Ubiquitous Computing and Ambient Intelligence*.
- Zhang, P.Z., Reisman, S.S. & Tapp, W.N., 1992. Heart rate variability study-using phase response curve. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*

*Society*. IEEE, pp. 571–572. Available at:  
<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5761114> [Accessed May 17, 2012].

Zhang, Z. & Chan, S.K.C., 2005. Robust Adaptive Lomb Periodogram for Time-Frequency Analysis of Signals with Sinusoidal and Transient Components. *Components*, 1(1), pp.493–496. Available at:  
<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1416053>.

## 12. Anexos

## 12. ANEXOS

### 12.1. ESPECIFICACIONES HARDWARE

#### ESPECIFICACIONES TIPS

- Clasificación Clase II/Alimentación Interna, Tipo CF a prueba de Desfibriladores
- Entrada 1 derivación ECG(2 electrodos), señal respiración (banda en el pecho), Acelerómetro triaxial
- Alimentación Por baterías internas, tipo: AAA 1.2V NiMH
- Peso 80g
- Dimensiones 95mm x 85mm x 30mm
- Frecuencia de muestreo 250 datos/s
- Resolución del Convertidor A/D 12 bits
- Ganancia ECG: 584 V/V
  - Resp: 6 V/V
  - ACC: 1
- Máxima tensión de Entrada en DC 0.2 V
- Impedancia de entrada > 10 MW
- Ancho de banda ECG: 50 mHz – 150 Hz
  - Resp: 50 mHz – 2.25 Hz
- Fondo Escala  $\pm 2048$  valores  $> \pm (3.3V/2) = \pm 1.65 V$ 
  - LSB= 805.664  $\mu V$

#### ESPECIFICACIONES TIPS SHIRT

El sistema inalámbrico de monitorización cardiaca de Nuubo está basado en textiles biomédicos de nueva generación. Permite la captura del ECG de forma sencilla, dinámica y no invasiva incluso en entornos de actividad física intensa, como el deporte. La señal electrocardiográfica capturada por los electrodos textiles BlendFix® es registrada por el dispositivo inalámbrico nECG MINDER. Posteriormente esta señal será procesada por el software de análisis nECG SUITE.

- Modelos Hombre y mujer
- Tallas S, M y L/XL
- Electrodo BlendFix® sensor electrode technology
- Dimensiones del electrodo. Tamaño del electrodo 45 x 45 mm · perfil 1 mm · diámetro del sensor 30 mm · área del sensor 707 mm<sup>2</sup>
- Composición textil 70% Polyester · 20% Nylon · 10% Elastano
- Diseño Prendas ergonómicas sin costuras que se adaptan al cuerpo garantizando un mejor funcionamiento y una buena calidad de señal incluso en un alto nivel de actividad física.
- Conectores 2 corchetes compatibles con el dispositivo inalámbrico nECG MINDER
- Clase I (según normativa de producto sanitario)

- Calidad Marcado CE de acuerdo con MDD 93/42/EEC, cumple los requerimientos de la ISO 15487:2002, ISO 5077:2008, ISO 6330:2001/A1:2009 e ISO 3759:2008
- Seguridad Biocompatibilidad acorde con EN 10993-1:2009 y EN 10993-5:2009

El nECG MINDER registra el ECG del paciente a través de los electrodos textiles BlendFix® integrados en la prenda nECG SHIRT, así como otros parámetros corporales: ángulo de inclinación/postura y actividad física del paciente. Esta información se almacena en la micro-SD extraíble y puede ser enviada en tiempo real a un PC/laptop, tableta o móvil utilizando tecnología inalámbrica Bluetooth®. La información se procesa y analiza posteriormente con el software nECG SUITE.

- Comunicaciones Tecnología inalámbrica Bluetooth®, v2.0 + EDR, Clase I (hasta 200 m de alcance en campo abierto)
- ECG Un canal, frecuencia de muestreo 250 sps (12-bits), ancho de banda 0.05-100 Hz
- Acelerometría Acelerómetro triaxial, frecuencia de muestreo 50 sps (12-bits), ancho de banda 0-5 Hz, rango dinámico  $\pm 3g$  ángulo de inclinación/postura y actividad física del paciente
- Almacenamiento Capacidad 2 GB (tarjeta micro-SD extraíble, almacena hasta 22 días en modo registro continuo)
- Transmisor de FC Rango de medida 30-240 bpm, compatible con pulsó-metros de transmisión de 5 kHz
- RTR Reloj de tiempo real (tiempo UTC)
- Modos Interruptor de 3 posiciones: inalámbrico (tiempo real), apagado/cargando, registro continuo
- 4 leds de estado y un led bicolor para carga de batería
- Buzzer Alertas de sonido (batería, capacidad de almacenamiento y conexión inalámbrica)
- Dimensiones 50 x 77.2 x 19.3 mm
- Peso 54 g (con batería)
- Alimentación Batería de litio-ion recargable, conector mini-USB para recarga de batería Clase IIa (según normativa de producto sanitario) Tipo CF
- Calidad y seguridad
- Marcado CE 0120 de acuerdo con MDD 93/42/EEC, cumple los requisitos de EN60601-1:2008, EN60601-1-2:2007 y UNE-EN55011:2008

12.2. DATOS ADICIONALES ESTUDIO A

CORRELACIONES ANTROPOMETRICAS/TANITA VS BMR SEPARADO POR SEXOS (1 MASC, 0 :FEM)

**Correlations**

sexo			BMR	BMR_kg	BMR_ffm	tipoMetab
,0000	IMC	Pearson Correlation	,510	-,787	-,364	-,137
		Sig. (2-tailed)	,003	,000	,044	,463
		N	31	31	31	31
	peso	Pearson Correlation	,636	-,737	-,329	,006
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,070	,977
		N	31	31	31	31
	altura	Pearson Correlation	,716	-,364	-,115	,390
		Sig. (2-tailed)	,000	,044	,540	,030
		N	31	31	31	31
	cint_cad	Pearson Correlation	,352	-,471	-,093	-,032
		Sig. (2-tailed)	,052	,007	,618	,866
		N	31	31	31	31
	porFAT	Pearson Correlation	,434	-,771	-,231	-,081
		Sig. (2-tailed)	,015	,000	,212	,665
		N	31	31	31	31
	masagrasa	Pearson Correlation	,551	-,767	-,291	-,066
		Sig. (2-tailed)	,001	,000	,112	,725
		N	31	31	31	31
	masamagra	Pearson Correlation	,680	-,611	-,349	,101
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,054	,589
		N	31	31	31	31
	porMagra	Pearson Correlation	-,435	,777	,237	,077
		Sig. (2-tailed)	,014	,000	,200	,680
		N	31	31	31	31
1,0000	IMC	Pearson Correlation	,856	-,834	-,293	-,282
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,155	,172
		N	25	25	25	25
	peso	Pearson Correlation	,871	-,842	-,396	-,304
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,050	,139
		N	25	25	25	25
	altura	Pearson Correlation	,721	-,750	-,539	-,327
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,005	,110
		N	25	25	25	25
	cint_cad	Pearson Correlation	,260	-,218	,042	,012
		Sig. (2-tailed)	,209	,296	,841	,955
		N	25	25	25	25
	porFAT	Pearson Correlation	,720	-,802	-,122	-,272
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,563	,188
		N	25	25	25	25
	masagrasa	Pearson Correlation	,839	-,836	-,266	-,310
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,198	,131
		N	25	25	25	25
	masamagra	Pearson Correlation	,839	-,773	-,517	-,266
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,008	,198
		N	25	25	25	25
	porMagra	Pearson Correlation	-,713	,822	,143	,296
		Sig. (2-tailed)	,000	,000	,496	,150
		N	25	25	25	25



**Pruebas de normalidad**

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
aHF_AR	,673	55	,000
aHF_LS	,803	55	,000
aHF_Welch	,686	55	,000
aLF_AR	,776	55	,000
aLF_LS	,968	55	,156
aLF_Welch	,776	55	,000
nHF_Welch	,967	55	,137
nLF_Welch	,967	55	,137
peakHF_Welch	,938	55	,007
peakLF_Welch	,900	55	,000
pHF_Welch	,968	55	,154
pLF_Welch	,969	55	,166
LFHF_Welch	,878	55	,000
nLF_LS	,944	55	,012
nLF_AR	,960	55	,064
nHF_LS	,944	55	,012
nHF_AR	,960	55	,064
pHF_AR	,961	55	,075
pHF_LS	,945	55	,015
LFHF_AR	,842	55	,000
LFHF_LS	,826	55	,000
log_aLF_LS	,901	55	,000
log_nHF_Welch	,937	55	,006
log_nHF_AR	,922	55	,002
log_nLF_AR	,942	55	,010
log_nLF_Welch	,934	55	,005

**Estadísticos de contraste<sup>a</sup>**

	minRR_ms	NNx	pNNx	SDNNi_ms	sdHR
U de Mann-Whitney	333,000	289,000	285,500	375,500	370,000
W de Wilcoxon	711,000	667,000	663,500	781,500	748,000
Z	-,758	-1,498	-1,557	-,042	-,135
Sig. asintót. (bilateral)	,449	,134	,119	,966	,893

a. Variable de agrupación: Control

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Origen	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada <sup>1</sup>
Control	meanHR	11,297	1	11,297	,099	,755	,002	,099	,061
	meanRR_ms	3354,380	1	3354,380	,267	,608	,005	,267	,080
	medianRR_ms	6280,404	1	6280,404	,504	,481	,010	,504	,107
	log_maxRR	,227	1	,227	4,713	,035	,085	4,713	,568
	log_SDNN	,203	1	,203	,772	,384	,015	,772	,139
	log_SDANN	,665	1	,665	2,275	,138	,043	2,275	,316
	log_RMSSD	1,861	1	1,861	3,305	,075	,061	3,305	,430
	log_TINN	,002	1	,002	,006	,936	,000	,006	,051
HRVTi_ms	13,076	1	13,076	1,724	,195	,033	1,724	,251	
Sexo	meanHR	95,067	1	95,067	,831	,366	,016	,831	,145
	meanRR_ms	26740,155	1	26740,155	2,127	,151	,040	2,127	,299
	medianRR_ms	21652,128	1	21652,128	1,739	,193	,033	1,739	,253
	log_maxRR	,220	1	,220	4,558	,038	,082	4,558	,554
	log_SDNN	1,328	1	1,328	5,048	,029	,090	5,048	,597
	log_SDANN	1,171	1	1,171	4,008	,051	,073	4,008	,502
	log_RMSSD	1,791	1	1,791	3,182	,080	,059	3,182	,417
	log_TINN	,454	1	,454	1,841	,181	,035	1,841	,265
HRVTi_ms	9,841	1	9,841	1,297	,260	,025	1,297	,201	
Control * Sexo	meanHR	,222	1	,222	,002	,965	,000	,002	,050
	meanRR_ms	655,954	1	655,954	,052	,820	,001	,052	,056
	medianRR_ms	2468,888	1	2468,888	,198	,658	,004	,198	,072
	log_maxRR	,027	1	,027	,555	,460	,011	,555	,113
	log_SDNN	,001	1	,001	,003	,956	,000	,003	,050
	log_SDANN	,000	1	,000	,001	,971	,000	,001	,050
	log_RMSSD	,006	1	,006	,011	,916	,000	,011	,051
	log_TINN	,149	1	,149	,607	,440	,012	,607	,119
HRVTi_ms	8,164	1	8,164	1,076	,304	,021	1,076	,175	

j. Calculado con alfa = ,05

Resultados de la pruebas univariadas

Origen	Variable dependiente	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada <sup>a</sup>
Contraste	log_aHF_LS	12,870	1	12,870	39,631	,000	,437	39,631	1,000
	log_aHF_Welch	11,267	1	11,267	5,663	,021	,100	5,663	,646
	log_aLF_AR	1,467	1	1,467	1,649	,205	,031	1,649	,243
	log_aLF_Welch	1,602	1	1,602	1,722	,195	,033	1,722	,251
	log_peakHF_Welch	,002	1	,002	,036	,851	,001	,036	,054
	log_LFHF_Welch	4,381	1	4,381	6,833	,012	,118	6,833	,727
	log_LFHF_AR	5,005	1	5,005	6,026	,018	,106	6,026	,673
	log_LFHF_LS	28,269	1	28,269	45,457	,000	,471	45,457	1,000
	log_nLF_LS	15,760	1	15,760	40,598	,000	,443	40,598	1,000
	log_pLF_LS	15,335	1	15,335	40,328	,000	,442	40,328	1,000
	nHF_AR	,163	1	,163	5,732	,020	,101	5,732	,651
	nHF_Welch	,147	1	,147	6,378	,015	,111	6,378	,698
	nLF_AR	,163	1	,163	5,732	,020	,101	5,732	,651
	nLF_Welch	,147	1	,147	6,378	,015	,111	6,378	,698
	pHF_AR	1788,149	1	1788,149	5,758	,020	,101	5,758	,653
	pHF_Welch	1692,133	1	1692,133	6,805	,012	,118	6,805	,726
	pLF_Welch	1233,782	1	1233,782	6,240	,016	,109	6,240	,688
	pLF_AR	1326,442	1	1326,442	5,739	,020	,101	5,739	,652

a. Calculado con alfa = ,05

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Origen	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada <sup>9</sup>
Modelo corregido	aHF_AR	60531906,1... <sup>a</sup>	3	20177302,0...	2,137	,107	,112	6,411	,514
	aHF_LS	,047 <sup>b</sup>	3	,016	12,564	,000	,425	37,691	1,000
	aHF_Welch	351442932,... <sup>c</sup>	3	117147644,...	2,202	,099	,115	6,606	,527
	aLF_AR	2116737,754 <sup>d</sup>	3	705579,251	2,928	,042	,147	8,783	,662
	log_aLF_LS	,590 <sup>e</sup>	3	,197	1,639	,192	,088	4,916	,405
	aLF_Welch	19519120,5... <sup>f</sup>	3	6506373,507	3,189	,031	,158	9,566	,704
Intersección	aHF_AR	283803562,...	1	283803562,...	30,059	,000	,371	30,059	1,000
	aHF_LS	,154	1	,154	123,090	,000	,707	123,090	1,000
	aHF_Welch	169940992...	1	169940992...	31,945	,000	,385	31,945	1,000
	aLF_AR	14483791,9...	1	14483791,9...	60,097	,000	,541	60,097	1,000
	log_aLF_LS	195,133	1	195,133	1625,123	,000	,970	1625,123	1,000
	aLF_Welch	122943765,...	1	122943765,...	60,251	,000	,542	60,251	1,000
Control	aHF_AR	20571552,2...	1	20571552,2...	2,179	,146	,041	2,179	,305
	aHF_LS	,042	1	,042	34,011	,000	,400	34,011	1,000
	aHF_Welch	135276838,...	1	135276838,...	2,543	,117	,047	2,543	,347
	aLF_AR	376332,028	1	376332,028	1,562	,217	,030	1,562	,232
	log_aLF_LS	,574	1	,574	4,784	,033	,086	4,784	,574
	aLF_Welch	2533244,853	1	2533244,853	1,241	,270	,024	1,241	,194
Sexo	aHF_AR	38254241,4...	1	38254241,4...	4,052	,049	,074	4,052	,506
	aHF_LS	,001	1	,001	,446	,507	,009	,446	,100
	aHF_Welch	201628144,...	1	201628144,...	3,790	,057	,069	3,790	,480
	aLF_AR	1869647,797	1	1869647,797	7,758	,007	,132	7,758	,780
	log_aLF_LS	,003	1	,003	,025	,874	,000	,025	,053
	aLF_Welch	17890944,3...	1	17890944,3...	8,768	,005	,147	8,768	,828
Control * Sexo	aHF_AR	9114870,233	1	9114870,233	,965	,330	,019	,965	,161
	aHF_LS	,001	1	,001	,559	,458	,011	,559	,114
	aHF_Welch	60403264,2...	1	60403264,2...	1,135	,292	,022	1,135	,182
	aLF_AR	16406,107	1	16406,107	,068	,795	,001	,068	,058
	log_aLF_LS	,005	1	,005	,042	,838	,001	,042	,055
	aLF_Welch	299216,347	1	299216,347	,147	,703	,003	,147	,066
Error	aHF_AR	481520257,...	51	9441573,675					
	aHF_LS	,064	51	,001					
	aHF_Welch	271313846...	51	53198793,4...					
	aLF_AR	12291294,4...	51	241005,774					
	log_aLF_LS	6,124	51	,120					
	aLF_Welch	104066103,...	51	2040511,829					
Total	aHF_AR	800032946,...	55						
	aHF_LS	,276	55						
	aHF_Welch	461683737...	55						
	aLF_AR	27919168,7...	55						
	log_aLF_LS	207,072	55						
	aLF_Welch	237176740,...	55						
Total corregida	aHF_AR	542052163,...	54						
	aHF_LS	,111	54						
	aHF_Welch	306458139...	54						
	aLF_AR	14408032,2...	54						
	log_aLF_LS	6,714	54						
	aLF_Welch	123585223,...	54						

- a. R cuadrado = ,112 (R cuadrado corregida = ,059)
- b. R cuadrado = ,425 (R cuadrado corregida = ,391)
- c. R cuadrado = ,115 (R cuadrado corregida = ,063)
- d. R cuadrado = ,147 (R cuadrado corregida = ,097)
- e. R cuadrado = ,088 (R cuadrado corregida = ,034)
- f. R cuadrado = ,158 (R cuadrado corregida = ,108)
- g. Calculado con alfa = ,05

## RESULTADOS ESTIMACION MODELOS METABOLISMO BASAL EN NIÑOS NORMOPESO

		Niños con peso Normal							
		Number							
	BIAS (%)	Maximum Negative Error (%)	Maximum Positive Error (%)	Accurate Predictions	Accurate predictions (%)	Underpredictions (%)	Overpredictions (%)	RMSE (kcal/d)	
Mo	Henry_1	2,4	-39,0	41,8	13	45	24	31	249,5

Modelos de niños normopeso	Henry_2WTH T	-0,7	-30,5	27,6	17	59	21	21	198,7
	Henry2_peso Schofield_2_peso/altura Schofield_2_peso	-0,8	-30,8	29,7	17	59	21	21	203,7
Modelos de niños obesos	Molnar_1	1,6	-27,6	27,9	16	55	21	24	189,8
	Molnar_2	1,6	-26,7	32,2	16	55	21	24	198,4
Modelos de niños obesos y obesos	Molnar_1	-0,7	-35,6	38,5	16	55	24	21	213,9
	Molnar_2	-2,0	-32,8	30,4	16	55	24	21	187,5
Modelos de niños obesos	Muller_1	7,0	-28,0	36,4	14	48	10	41	208,6
	Muller_2	4,9	-29,3	32,2	15	52	17	31	206,2
Modelos de niños obesos	Derumeaux	17,4	-16,7	47,9	9	31	3	66	283,9
	Lazzer_1	5,5	-23,8	35,8	13	45	17	38	196,9
Modelos de niños obesos	Lazzer_2	5,4	-24,2	37,4	13	45	17	38	201,6
	Schmelzle	1,9	-30,7	27,3	10	34	21	45	199,4
Modelos de niños obesos	Tverskaya	7,8	-27,3	40,2	15	52	10	38	208,8
	HB_1919	1,8	-33,6	34,3	15	52	24	24	220,3
Modelos de niños obesos	HB_1984	0,7	-34,7	32,4	15	52	24	24	216,1
	Owen	-6,3	-40,3	18,3	12	41	38	21	217,8
Modelos de niños obesos	Luhrman	1,5	-29,1	30,2	15	52	21	28	198,8
	Mifflin	-6,6	-35,7	19,6	11	38	41	21	201,2
Modelos de niños obesos	FAO	5,4	-27,5	49,4	17	59	10	31	226,2
	Fleish	-13,1	-45,8	17,4	6	21	62	17	255,7
Modelos de niños obesos	Roza	-1,7	-36,1	29,2	15	52	28	21	212,0
	Kleiber	-16,6	-47,0	19,4	7	24	69	7	285,6
Modelos de niños obesos	Quebeman	-10,1	-45,0	18,7	9	31	48	21	244,9
	Nelson	-33,9	-70,6	-3,9	2	7	93	0	459,8
Modelos de niños obesos	deLorenzo	-1,8	-31,6	26,7	16	55	24	21	192,8

### RESULTADOS ESTIMACION MODELOS METABOLISMO BASAL EN NIÑOS OBESOS

		Niños obesos							
		BIAS (%)	Maximum Negative Error (%)	Maximum Positive Error (%)	Number Accurate Predictions	Accurate predictions (%)	Underprediction (%)	Overprediction (%)	RMSE (kcal/d)
Modelos de niños normopeso	Henry_1	8,5	-35,3	64,7	10	37	22	41	327,2
	Henry_2WTH T	5,6	-18,2	37,4	14	52	15	33	194,3
	Henry2_peso Schofield_2_peso/altura Schofield_2_peso	9,5	-16,7	40,1	14	52	11	37	219,8
	Schofield_2_peso	8,0	-17,6	40,8	15	56	11	33	209,8
	Schofield_2_peso	14,0	-11,5	47,9	13	48	0	52	251,7

Modelos de niños normopeso y obesos	Molnar_1	3,0	-20,9	46,4	16	59	15	26	206,7
	Molnar_2	2,6	-22,7	45,0	16	59	15	26	199,6
	Muller_1	-0,5	-38,3	43,1	16	59	15	26	217,3
	Muller_2	3,0	-25,9	47,9	16	59	15	26	210,3
	Derumeaux	15,2	-18,9	68,2	12	44	4	52	288,5
Modelos de niños obesos	Lazzer_1	12,1	-11,0	50,4	16	59	0	41	240,8
	Lazzer_2	12,1	-11,3	49,4	16	59	0	41	242,6
	Schmelzle	3,2	-22,0	40,6	15	56	19	26	207,3
	Tverskaya	8,5	-25,1	57,6	17	63	7	30	239,9
	HB_1919	5,2	-13,1	41,7	19	70	0	30	196,6
Modelos de adultos	HB_1984	3,7	-14,8	41,5	18	67	7	26	192,2
	Owen	-12,2	-37,9	19,5	9	33	52	15	240,9
	Luhrman	3,9	-22,3	40,8	17	63	11	26	198,2
	Mifflin	-4,5	-29,3	35,7	13	48	33	19	200,2
	FAO	17,4	-12,6	62,0	13	48	0	52	302,9
	Fleish	-10,5	-41,2	33,5	13	48	41	11	245,0
	Roza	1,2	-17,3	38,1	16	59	15	26	185,4
	Kleiber	5,0	-19,2	46,9	17	63	11	26	208,6
	Quebeman	-15,0	-46,6	22,5	8	30	59	11	270,6
	Nelson	-30,6	-63,0	21,4	2	7	89	4	434,3
deLorenzo	3,9	-16,9	42,3	18	67	7	26	192,7	

### Explicación Breve datos Analítica

Glucosa (mg/dL): nivel de glucemia en ayunas

Colesterol (mg/dL): determinación de colesterol total en ayunas.

Triglicéridos mg/dL: determinación de triglicéridos en ayunas.

HDL(mg/dL): high density lipoprotein. Las lipoproteínas de alta densidad (HDL, del inglés High density lipoprotein) son aquellas lipoproteínas que transportan el colesterol desde los tejidos del cuerpo hasta el hígado. Debido a que las HDL pueden retirar el colesterol de las arterias y transportarlo de vuelta al hígado para su excreción, se les conoce como el colesterol o lipoproteína buena.

LDL(mg/dL) La mayor parte del colesterol se transporta en la sangre unido a proteínas, formando unas partículas conocidas como lipoproteínas de baja densidad o LDL (del inglés Low density lipoproteins).

Insulina (mU/L): La insulina es una hormona polipeptídica formada por 51 aminoácidos, 1 producida y secretada por las células beta de los islotes de Langerhans del páncreas. Permite la entrada de glucosa en las células sanguíneas. Su función es la de favorecer la incorporación de glucosa de la sangre hacia las células: actúa siendo la insulina liberada por las células beta del páncreas cuando el nivel de glucosa en sangre es alto

QUICKI: índice que permite conocer el grado de resistencia de un organismo a la acción de la insulina. El Quantitative Insulin Sensitivity Check Index (QUICKI) (que se traduciría como “Chequeo de la Sensibilidad Cuantitativa del Índice de insulina”) es una manera

relativamente nueva y sencilla de medir la resistencia a la insulina. La resistencia a la insulina juega un papel importante en la fisiopatología de la diabetes. Se obtiene mediante la inversa de la suma de los logaritmos de la insulina en ayunas y la glucosa en ayunas: Valores del Quantitative Insulin Sensitivity Check Index (QUICKI). Hay que tener en cuenta que este índice mide la sensibilidad a la insulina; que es la inversa de la resistencia a la insulina. Mayor o Igual a 0,45: Normal. Entre 0,31 y 0,44: Probable Resistencia a la Insulina. Menor o Igual a 0,30: Probable Diabetes. El índice QUICKI se define como  $1/(\log \text{ insulina ayunas [mcU/ml]} + \log \text{ glucosa en ayunas [mg/dl]})$

HOMA: índice de HOMA The homeostatic model assessment. Índice que permite conocer el grado de resistencia de un organismo a la acción de la insulina. . El índice HOMA se define como  $\text{insulinemia (mcU/ml)} \times \text{glucemia (mmol/l)} / 22,5$

**CORRELACIONES PARÁMETROS HRV Y VALORES METABOLISMO BASAL**

control	aLFWEL CH	aHFW ELCH	aTotal WELC H	pVLFW ELCH	pLFW ELCH	pHFW ELCH	nLFW ELCH	nHFW ELCH	LFHFW ELCH	peak			aTot aIAR	aLF LS	aHFLS LS	aTotal LS
										VLF WEL	LFW HF	ELC WEL				
0,0	0,36	0,28	0,37	-0,07	-0,16	0,12	-0,14	0,14	-0,11	-0,02	0,15	-0,29	0,36	-0,03	0,14	0,10
0	0,07	0,15	0,06	0,72	0,43	0,55	0,49	0,49	0,60	0,92	0,47	0,15	0,07	0,89	0,49	0,62
BMR_ kg	0,34	0,09	0,19	-0,14	0,24	0,03	0,10	-0,10	0,08	0,04	0,02	-0,36	0,21	0,13	0,10	0,11
	0,09	0,66	0,34	0,49	0,23	0,88	0,63	0,63	0,69	0,85	0,91	0,07	0,29	0,54	0,62	0,59
BMR_ ffm	,446*	0,32	0,36	-0,33	0,12	0,24	-0,07	0,07	-0,05	-0,08	0,03	-0,35	,391 *	0,21	0,37	0,31
	0,02	0,11	0,07	0,09	0,56	0,22	0,73	0,73	0,81	0,68	0,88	0,07	0,04	0,31	0,06	0,11
BMR_ FM	0,15	-0,15	-0,02	0,09	0,32	-0,20	0,26	-0,26	0,22	0,18	0,01	-0,29	-0,01	0,03	-0,18	-0,11
	0,45	0,46	0,94	0,64	0,10	0,32	0,19	0,19	0,27	0,37	0,97	0,14	0,96	0,89	0,36	0,60
tipoMe tab	0,23	0,17	0,21	-0,26	0,02	0,21	-0,14	0,14	-0,14	0,01	-0,20	-0,34	0,22	0,03	0,17	0,11
	0,24	0,39	0,30	0,20	0,94	0,29	0,48	0,48	0,48	0,95	0,33	0,08	0,28	0,87	0,40	0,57
tipoMe tabv2	0,23	0,17	0,21	-0,26	0,02	0,21	-0,14	0,14	-0,14	0,01	-0,20	-0,34	0,22	0,03	0,17	0,11
	0,24	0,39	0,30	0,20	0,94	0,29	0,48	0,48	0,48	0,95	0,33	0,08	0,28	0,87	0,40	0,57
1,0	0,12	0,21	0,17	0,15	0,10	-0,18	0,14	-0,14	0,10	0,21	-0,04	0,07	-0,09	,474 **	0,15	,415*
0	0,54	0,27	0,38	0,43	0,59	0,36	0,48	0,48	0,59	0,27	0,86	0,72	0,64	0,01	0,43	0,03
BMR_ kg	0,36	0,25	0,368*	0,29	0,15	-0,31	0,30	-0,30	0,31	0,04	-0,17	0,03	0,14	0,31	-0,09	0,17
	0,06	0,19	0,05	0,13	0,44	0,10	0,11	0,11	0,10	0,82	0,39	0,87	0,46	0,11	0,66	0,37
N	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00	29,00

BMR_ffm	Pearson Correlati on	0,14	0,24	0,17	0,12	0,09	-0,14	0,10	-0,10	0,10	0,02	0,03	0,05	-0,01	0,25	-0,08	,417 *	0,07	0,35
BMR_FM	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,48	0,22	0,37	0,55	0,66	0,47	0,60	0,60	0,62	0,92	0,89	0,81	0,97	0,20	0,70	0,02	0,72	0,07
	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,16	0,00	0,15	0,19	0,14	-0,23	0,22	-0,22	0,18	0,00	,441 *	-0,13	0,10	-0,01	0,08	0,04	-0,26	-0,17
tipoMe tab	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,41	0,99	0,45	0,33	0,48	0,25	0,27	0,27	0,35	1,00	0,02	0,53	0,61	0,98	0,67	0,86	0,18	0,38
	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,04	0,27	0,09	0,07	0,17	-0,13	0,11	-0,11	0,04	0,11	0,00	0,10	-0,12	0,29	-0,19	,481 **	0,12	,386*
tipoMe tabv2	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,85	0,16	0,66	0,72	0,38	0,49	0,58	0,58	0,86	0,58	1,00	0,62	0,54	0,13	0,33	0,01	0,53	0,04
	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,04	0,27	0,09	0,07	0,17	-0,13	0,11	-0,11	0,04	0,11	0,00	0,10	-0,12	0,29	-0,19	,481 **	0,12	,386*
	Sig. (2-tailed) Pearson Correlati on	0,85	0,16	0,66	0,72	0,38	0,49	0,58	0,58	0,86	0,58	1,00	0,62	0,54	0,13	0,33	0,01	0,53	0,04

\*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

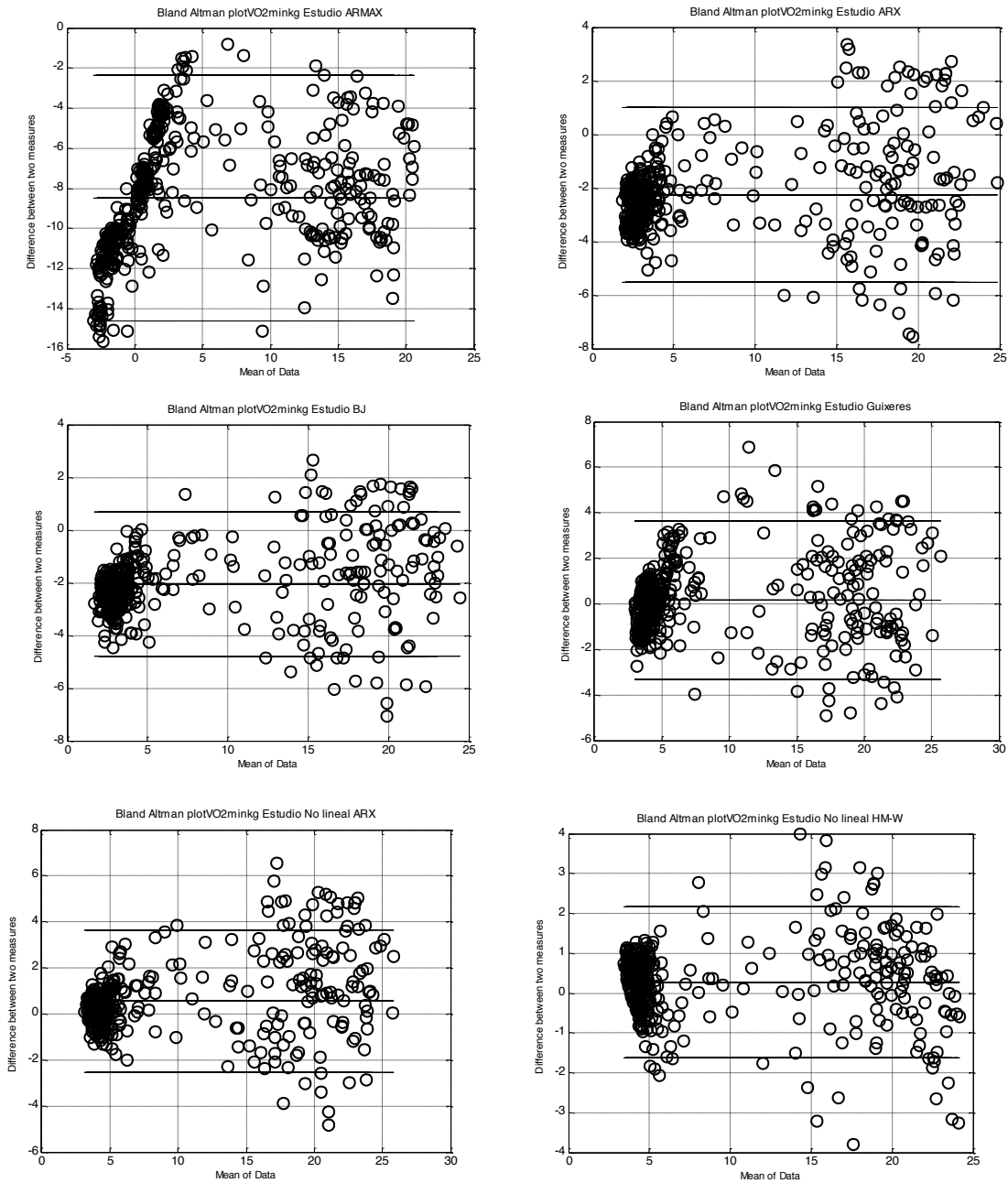
\*\*. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

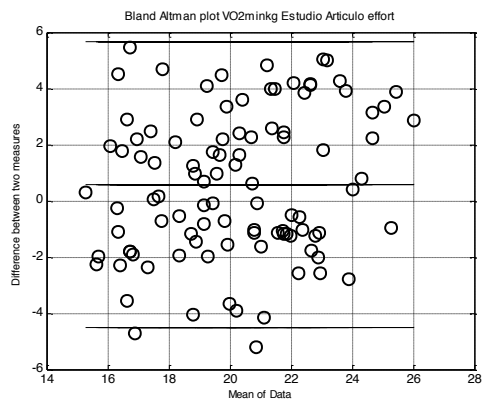
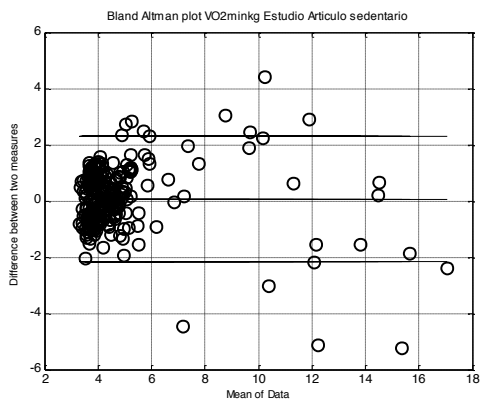
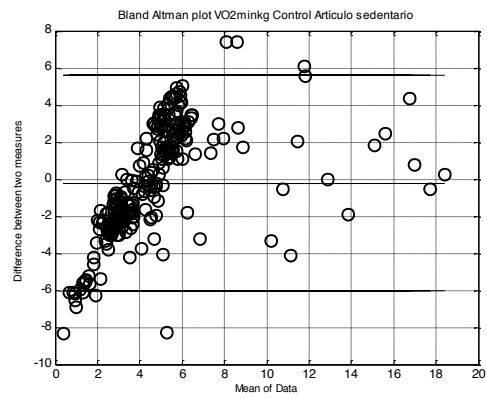
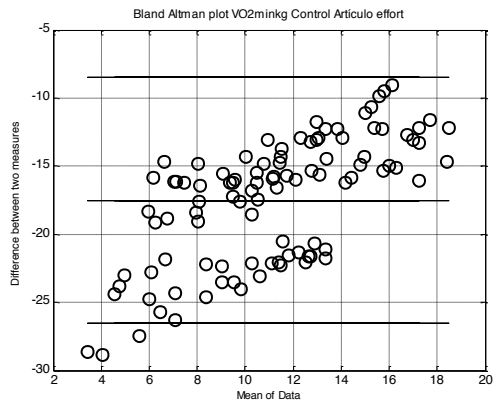
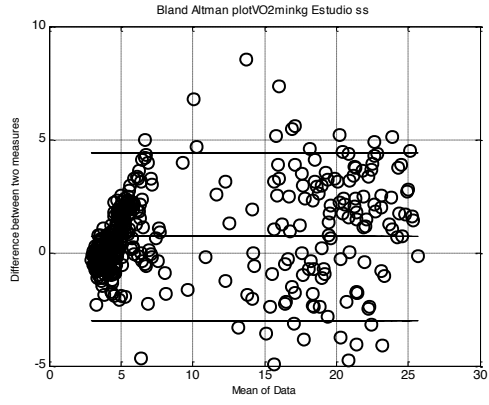
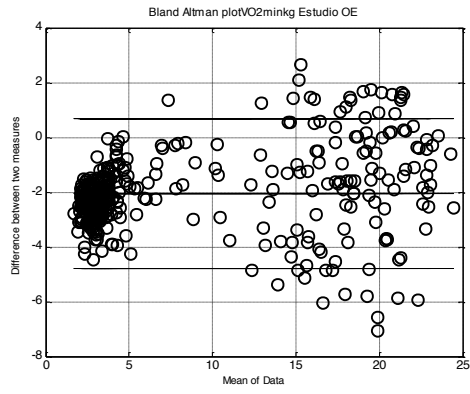


12.3. DATOS ADICIONALES ESTUDIO B

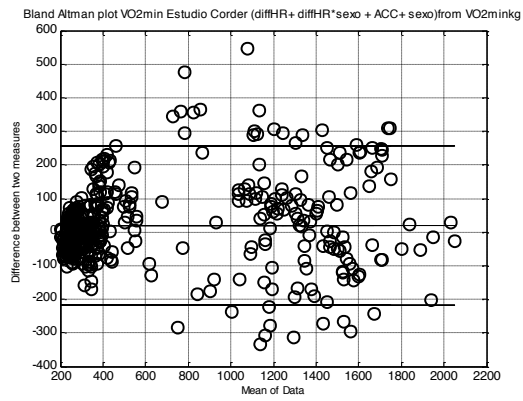
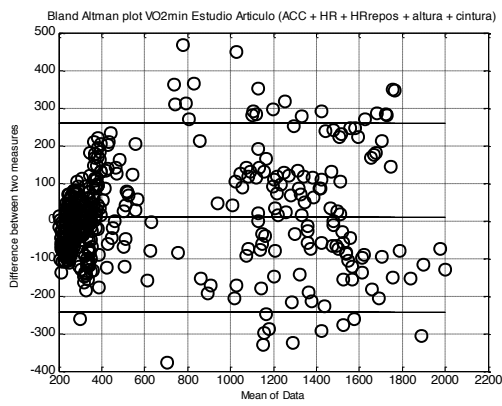
DATOS VALIDACIÓN MODELOS ADICIONALES

*BLAND ALTMAN DE LOS MODELOS DE VO<sub>2</sub>/KG*

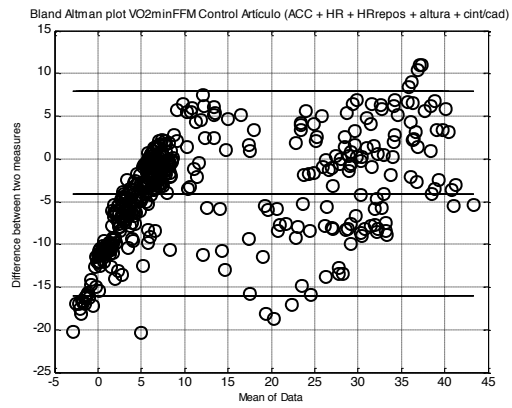
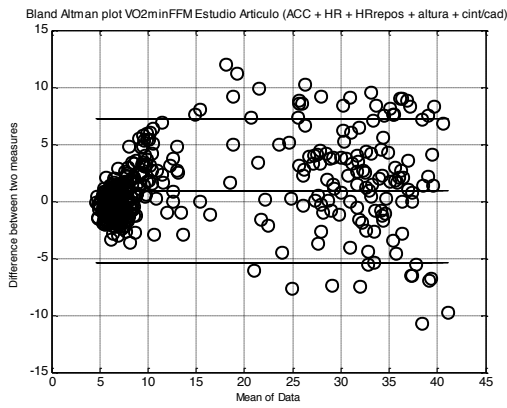




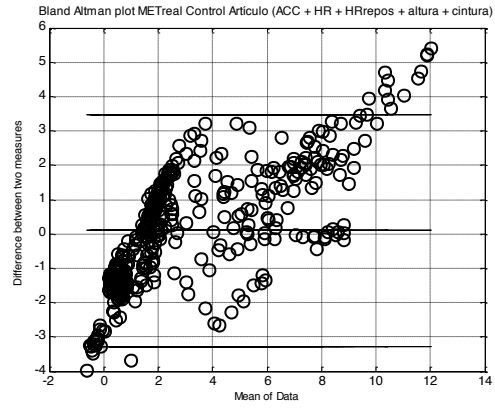
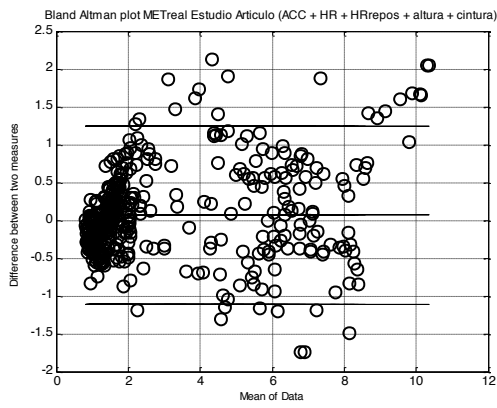
*BLAND ALTMAN DE LOS MODELOS DE VO<sub>2</sub>*



*BLAND ALTMAN DE LOS MODELOS DE VO<sub>2</sub> FFM*



*BLAND ALTMAN DE LOS MODELOS DE MET*



**TABLAS VALIDACIÓN MODELOS INTERVALO 10 SEGUNDOS**

Validación con una muestra (n=9) de niños obesos para el intervalo de 10 segundos. el consumo de oxígeno ponderado en peso , el consumo de oxígeno total, el consumo de oxígeno ponderado en masa magra y los rMET evaluados por calorimetría indirecta y estimados de los modelos se presenta separado por fases (sedentario y esfuerzo) y para cada uno de los modelos. se presenta el error medio, su porcentaje frente al valor absoluto , la primera columna izquierda es la validación de los modelos extraídos de población normalizada y la segunda columna los modelos extraídos de población obesa, en la tercera columna se presenta la reducción del error que supone el usar un modelo extraído de población obesa

Model	Activity	Control Group $VO_2/kg$ ( $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ )			Obese Group $VO_2/kg$ ( $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ )			Difference Control Obese Model			
		$VO_2$	Mean difference	Error(%)	SD difference	$VO_2$	Mean difference	Error(%)	SD difference	Mean diff reduction(%)	SD diff reduction(%)
Measured	Sedentary	4,864				4,864					
	Effort	19,854				19,854					
HR (Treuth(98))	Sedentary	6,624	1,761	36,202	3,705	5,629	0,766	15,741	2,488	56,519	32,861
	Effort	27,178	7,324	36,889	4,481	18,783	-1,070	5,392	3,182	85,385	28,991
ACC (Corder, Puyau)	Sedentary	8,399	3,536	72,695	3,002	6,295	1,431	29,418	2,272	59,532	24,309
	Effort	25,651	5,797	29,201	3,968	20,044	0,190	0,958	3,485	96,720	12,161
ACC + altura(Corder,2007)	Sedentary	8,808	3,944	81,095	3,044	6,394	1,531	31,468	2,272	61,196	25,358
	Effort	26,104	6,250	31,481	3,991	20,129	0,275	1,385	3,482	95,600	12,754
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	Sedentary	8,435	3,571	73,425	3,293	6,110	1,246	25,624	2,270	65,102	31,073
	Effort	26,528	6,674	33,618	4,464	19,788	-0,066	0,332	3,495	99,013	21,713
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	Sedentary	7,374	2,511	51,622	2,487	4,950	0,087	1,783	1,658	96,547	33,340
	Effort	27,587	7,733	38,950	5,981	20,190	0,336	1,692	2,568	95,656	57,056
HR + ACC + restingHR + Waist (study)	Sedentary	2,974	-1,890	38,854	4,251	4,752	-0,111	2,287	1,768	94,115	58,396
	Effort	23,510	3,656	18,415	4,836	20,068	0,214	1,077	2,704	94,151	44,080
ARX (ACC + HR) na = [ 4] nb = [ 5 10] nk = [ 0 1]	Sedentary	6,183	1,319	27,119	2,381	5,008	0,145	2,972	1,394	89,043	41,454
	Effort	27,627	7,773	39,151	2,734	21,467	1,613	8,126	2,419	79,244	11,537
MARS	Sedentary			0,000				0,000		#DIV/0!	#DIV/0!
	Effort			0,000				0,000		#DIV/0!	#DIV/0!

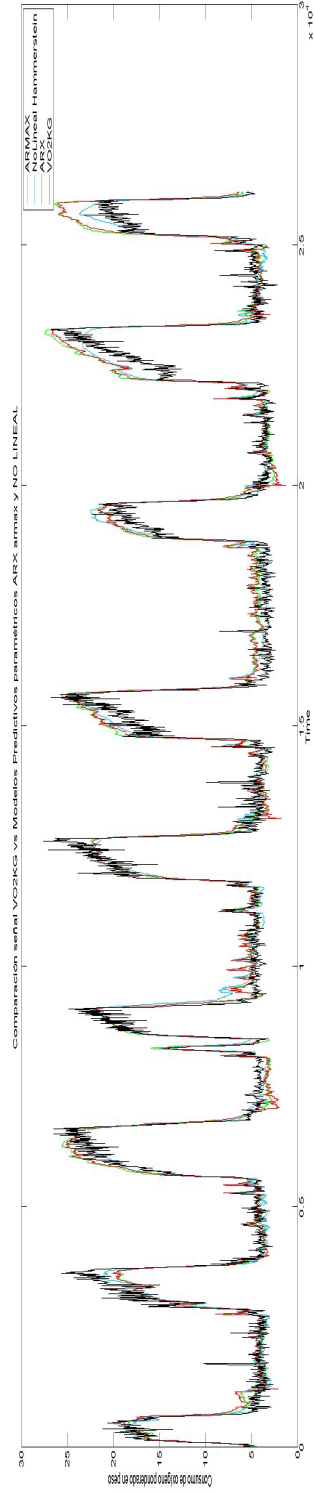
Model	Control Group VO <sub>2</sub> (ml/min)				Obese Group VO <sub>2</sub> (ml/min)				Difference Control Obese Model		
	Activity	VO <sub>2</sub>	Mean difference	Error(%)	SD difference	VO <sub>2</sub>	Mean difference	Error(%)	SD difference	Mean diff reduction(%)	SD diff reduction(%)
Measured	Sedentary	349,498				349,498					
	Effort	1404,376				1404,376					
	Total	637,164				1000,000					
HR (Treuth(98))	Sedentary	259,395	-90,103	25,781	179,629	394,351	44,852	12,833	192,058	50,221	-6,919
	Effort	1067,280	-337,096	24,003	302,713	1320,828	-83,548	5,949	318,293	75,215	-5,147
ACC (Corder, Puyau)	Sedentary	333,130	-16,368	4,683	130,580	438,583	89,085	25,489	166,194	-444,267	-27,274
	Effort	1003,074	-401,303	28,575	266,060	1410,814	6,438	0,458	289,841	98,396	-8,938
ACC + peso (Troost)	Sedentary	455,872	106,374	30,436	122,347	447,861	98,363	28,144	160,912	7,531	-31,521
	Effort	1128,075	-276,301	19,674	249,803	1415,158	10,782	0,768	259,907	96,098	-4,045
ACC + altura (Corder,2007)	Sedentary	400,106	50,608	14,480	130,924	370,680	21,182	6,061	192,747	58,146	-47,221
	Effort	1077,697	-326,679	23,261	251,580	1359,381	-44,995	3,204	274,805	86,226	-9,231
ACC + altura + peso (McMurray (04))	Sedentary	419,211	69,712	19,946	129,583	443,806	94,308	26,984	161,533	-35,281	-24,656
	Effort	1097,308	-307,068	21,865	249,502	1412,229	7,853	0,559	259,650	97,443	-4,067
ACC + edad + ACC*edad (Freedson)	Sedentary	336,939	-12,559	3,594	134,875	425,022	75,524	21,609	164,672	-501,344	-22,093
	Effort	1063,693	-340,683	24,259	248,214	1357,678	-46,698	3,325	276,954	86,293	-11,579
ACC^2 + ACC + ACC*peso + peso (schmitz (05))	Sedentary	385,448	35,950	10,286	174,357	448,919	99,420	28,447	165,316	-176,550	5,185
	Effort	1317,774	-86,602	6,167	230,419	1411,618	7,241	0,516	242,532	91,639	-5,257
diffHR + diffHR*sexo + ACC + sexo (Corder (07))	Sedentary	279,295	-65,795	18,825	104,853	320,287	-22,621	6,472	120,134	65,619	-14,573
	Effort	1095,543	-311,585	22,187	320,247	1399,942	-11,637	0,829	257,281	96,265	19,662
	Total	520,512	-114,531	17,975	234,631	623,898	-12,132	1,904			
VO <sub>2</sub> from Corder 07 (VO <sub>2</sub> /minkg) * peso	Sedentary	523,691	183,258	13,049	165,852	348,135	6,037	1,727	120,134	96,706	27,566
	Effort	1954,885	551,131	39,244	415,116	1428,729	20,999	1,495	257,281	96,190	38,022
	Total	940,120	304,170	47,738	310,725	650,571	14,408	2,261			
HR + ACC +	Sedentary	390,304	51,715	3,682	137,334	596,319	249,888	71,499	120,134	-383,200	12,524



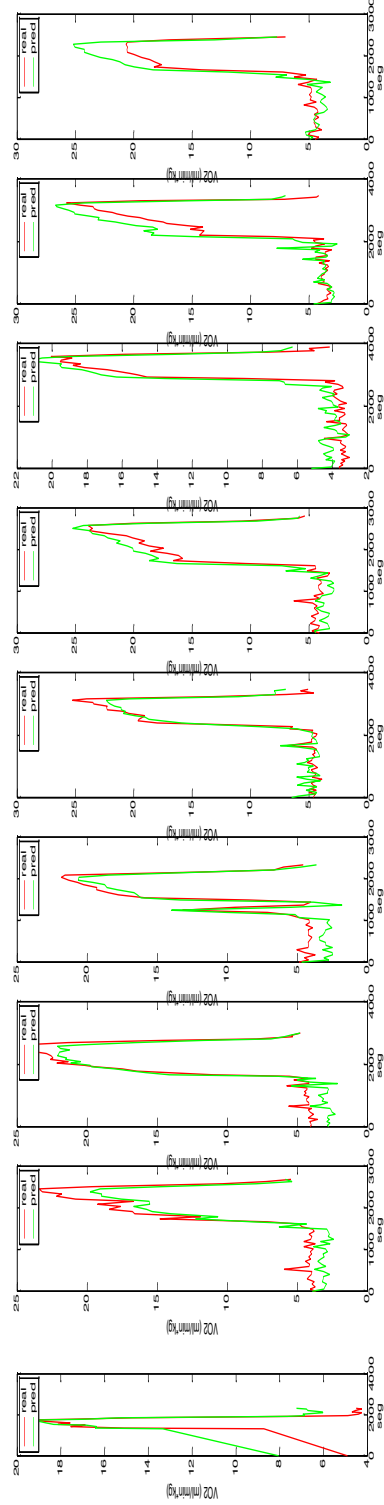
ACC + HR + restingHR + Waist (study)	Sedentary Effort Total	1,279 1,085 1,364	77,095 16,440 45,315	1,080 1,346 1,262	1,405 5,922 2,652	-0,212 -0,752 -0,341	12,772 11,388 11,345	0,464 1,158 0,798	83,434 30,726	57,017 13,946
from Study (VO <sub>2</sub> /min/kg) / VO <sub>2</sub> /kg Basal	Sedentary Effort Total	1,086 8,041 3,108	29,527 20,141 4,460	1,346 1,734 1,720	1,643 6,854 3,079	-0,016 0,097 0,031	0,961 1,477 1,025	0,489 0,735 0,601	96,747 92,668	63,699 57,623

Model	Activity	Control Group VO <sub>2</sub> FFM (ml/min*FFM)			Obese Group VO <sub>2</sub> FFM (ml/min*FFM)			Difference Control Obese Model		
		VO <sub>2</sub>	Mean difference	Error(% ) SD difference	VO <sub>2</sub>	Mean difference	Error(% ) SD difference	Mean diff reduction(%)	SD diff reduction(%)	
Measured	Sedentary	7,916								
	Effort	31,922								
HR + ACC + restingHR + Waist (study)	Sedentary	2,487	-5,429	68,582	8,164	0,248	3,133	2,363	95,431	57,394
	Effort	29,602	-2,319	7,266	33,723	1,802	5,644	4,262	22,325	39,980

### GRAFICAS VALIDACIÓN MODELOS

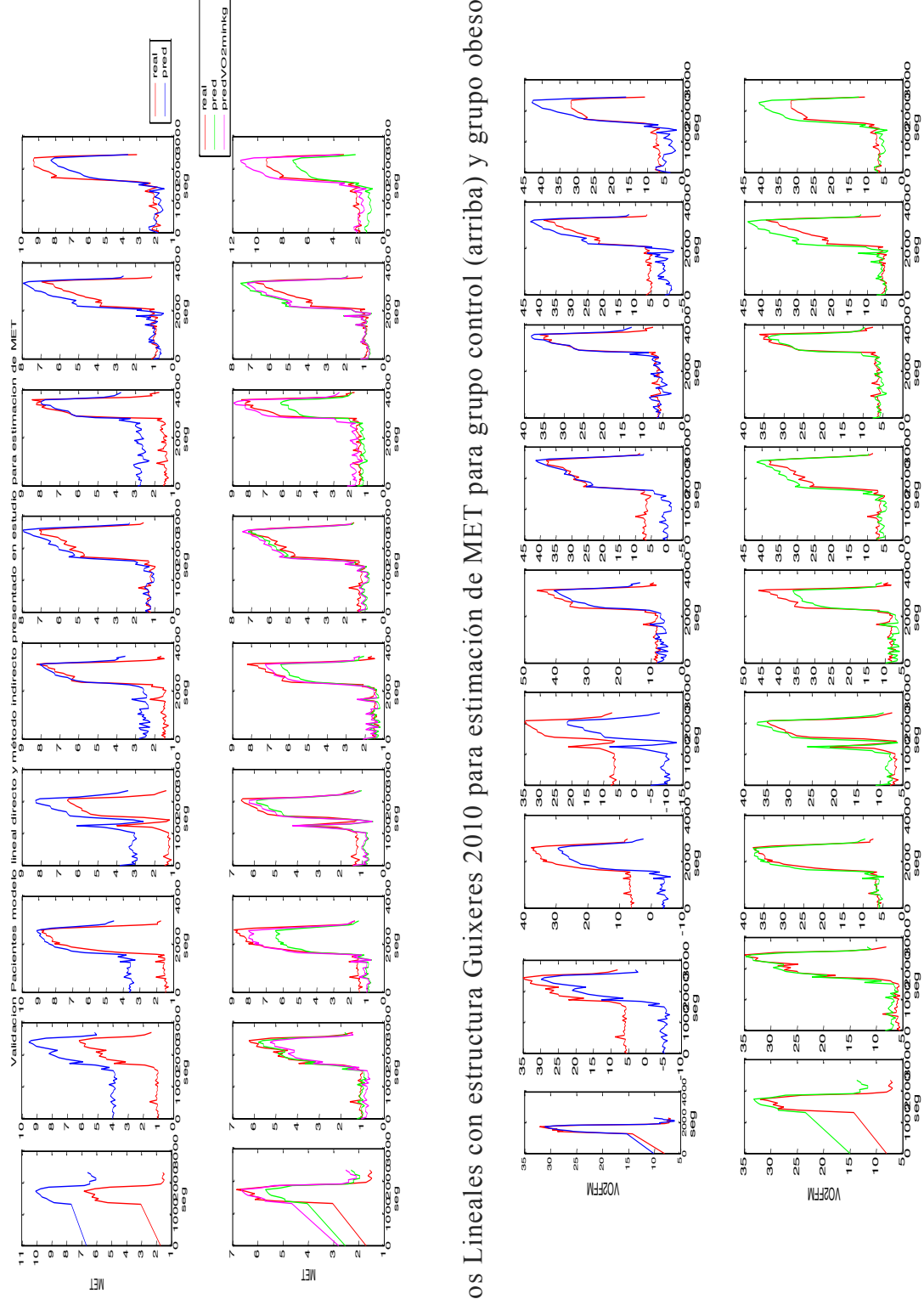


### Modelos Identificación dinámica



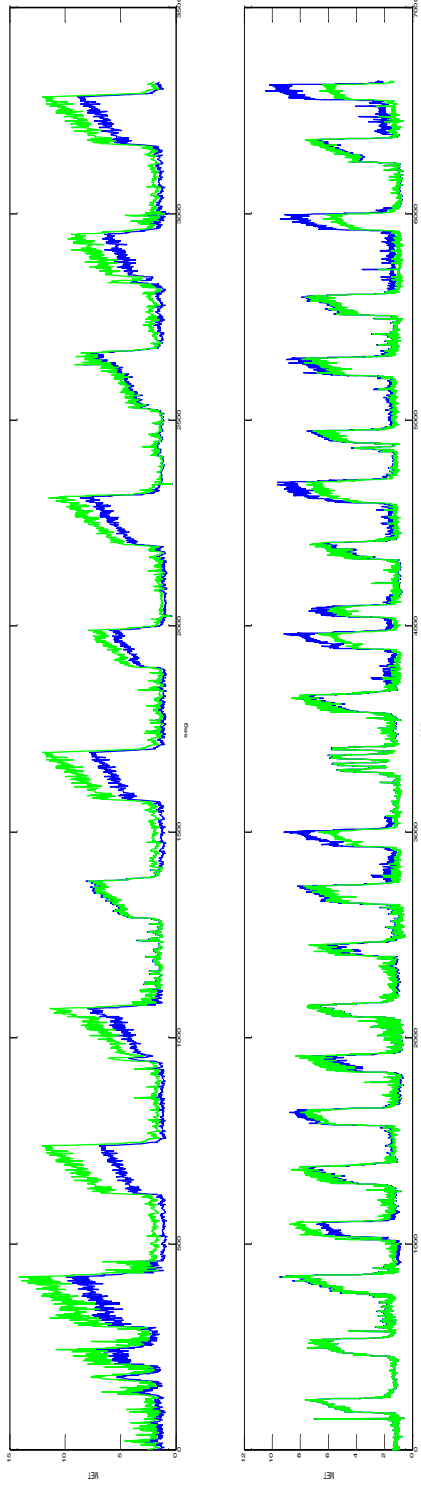
### Modelo Guixeres lineal



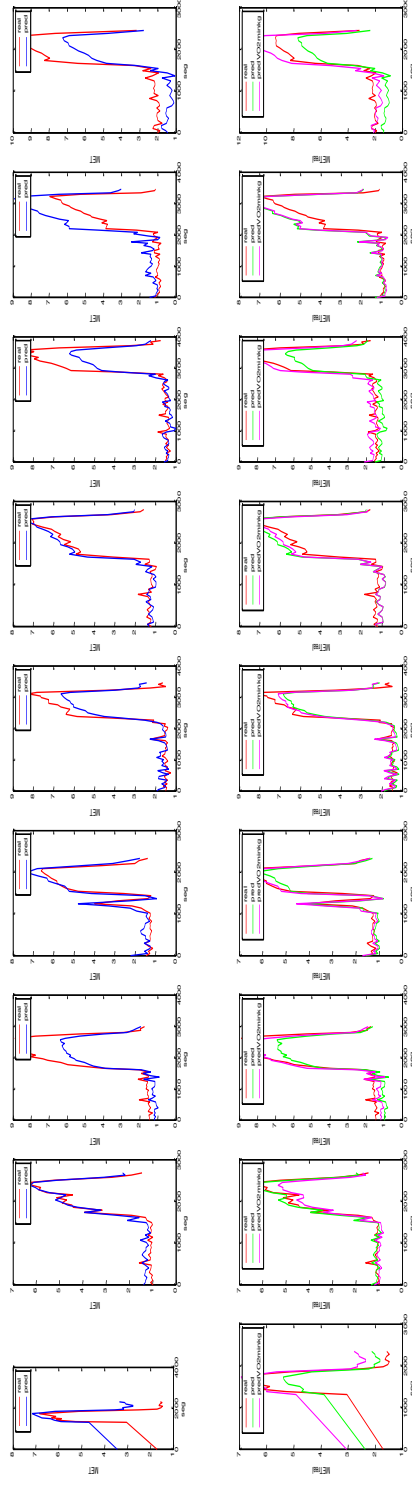


Modelos Lineales con estructura Guixeres 2010 para estimación de MET para grupo control (arriba) y grupo obeso (abajo)

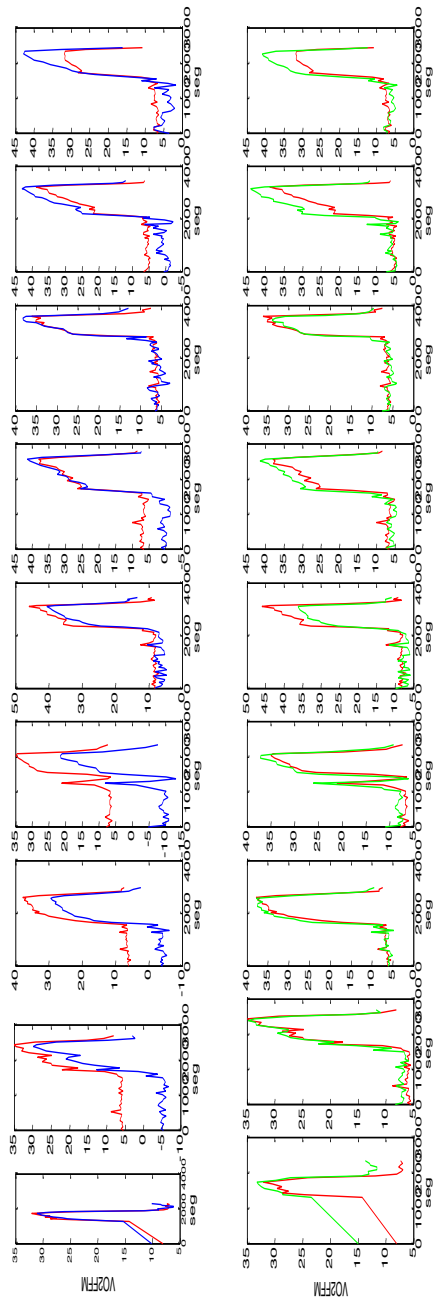
Modelo Guixeres predicción de VO<sub>2</sub> FFM



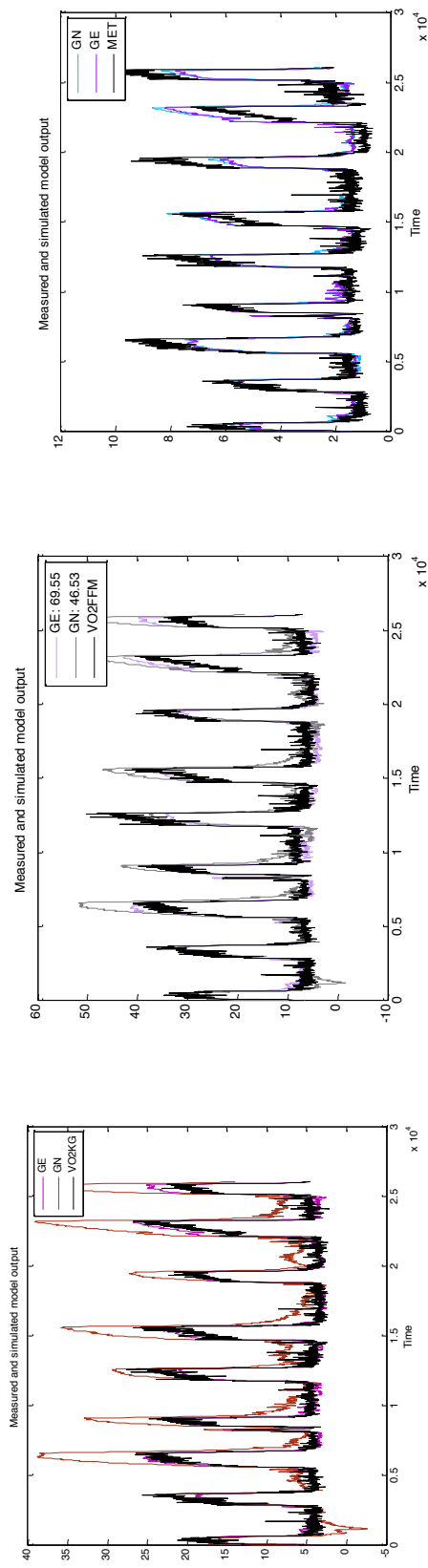
Modelo de Corder estimación en MET y rMET



Model corder rMET (rojo), pred (azul arriba, verde abajo), precedido por método indirecto (rosa)



modelo Guixeres vO<sub>2</sub> FFM (rojo real, verde y azul pred



Gráficos Modelos ARMAX del consumo de Oxígeno

12.4. DATOS ADICIONALES ESTUDIO C

VALORES GENERALES DE LA RESPUESTA FISIOLÓGICA AL ESFUERZO  
COMPARACION VALORES PRESION ARTERIAL

Contrastes univariados

Origen	Medida		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo_Medida_Presion	Sistolica	Esféricidad asumida	28963,199	2	14481,600	228,180	,000
		Greenhouse-Geisser	28963,199	1,789	16190,244	228,180	,000
		Huynh-Feldt	28963,199	1,881	15401,528	228,180	,000
		Límite-inferior	28963,199	1,000	28963,199	228,180	,000
	Diastolica	Esféricidad asumida	2937,029	2	1468,515	71,696	,000
		Greenhouse-Geisser	2937,029	1,995	1472,547	71,696	,000
		Huynh-Feldt	2937,029	2,000	1468,515	71,696	,000
		Límite-inferior	2937,029	1,000	2937,029	71,696	,000
Tiempo_Medida_Presion * control	Sistolica	Esféricidad asumida	295,502	2	147,751	2,328	,100
		Greenhouse-Geisser	295,502	1,789	165,184	2,328	,107
		Huynh-Feldt	295,502	1,881	157,137	2,328	,104
		Límite-inferior	295,502	1,000	295,502	2,328	,130
	Diastolica	Esféricidad asumida	310,230	2	155,115	7,573	,001
		Greenhouse-Geisser	310,230	1,995	155,541	7,573	,001
		Huynh-Feldt	310,230	2,000	155,115	7,573	,001
		Límite-inferior	310,230	1,000	310,230	7,573	,007
Tiempo_Medida_Presion * sexo	Sistolica	Esféricidad asumida	263,369	2	131,685	2,075	,128
		Greenhouse-Geisser	263,369	1,789	147,222	2,075	,134
		Huynh-Feldt	263,369	1,881	140,050	2,075	,132
		Límite-inferior	263,369	1,000	263,369	2,075	,153
	Diastolica	Esféricidad asumida	128,172	2	64,086	3,129	,046
		Greenhouse-Geisser	128,172	1,995	64,262	3,129	,046
		Huynh-Feldt	128,172	2,000	64,086	3,129	,046
		Límite-inferior	128,172	1,000	128,172	3,129	,080
Tiempo_Medida_Presion * control * sexo	Sistolica	Esféricidad asumida	68,766	2	34,383	,542	,583
		Greenhouse-Geisser	68,766	1,789	38,440	,542	,563
		Huynh-Feldt	68,766	1,881	36,567	,542	,572
		Límite-inferior	68,766	1,000	68,766	,542	,464
	Diastolica	Esféricidad asumida	183,219	2	91,610	4,473	,013
		Greenhouse-Geisser	183,219	1,995	91,861	4,473	,013
		Huynh-Feldt	183,219	2,000	91,610	4,473	,013
		Límite-inferior	183,219	1,000	183,219	4,473	,037
Error (Tiempo_Medida_Presion)	Sistolica	Esféricidad asumida	11804,636	186	63,466		
		Greenhouse-Geisser	11804,636	166,370	70,954		
		Huynh-Feldt	11804,636	174,890	67,497		
		Límite-inferior	11804,636	93,000	126,932		
	Diastolica	Esféricidad asumida	3809,743	186	20,482		
		Greenhouse-Geisser	3809,743	185,491	20,539		
		Huynh-Feldt	3809,743	186,000	20,482		
		Límite-inferior	3809,743	93,000	40,965		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Origen	Medida	Medida	Presion	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo_Medida_Presion	Sistolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		45888,091	1	45888,091	304,246	,000
		Nivel 3 respecto a nivel 1		146,117	1	146,117	,997	,321
	Diastolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		5872,244	1	5872,244	136,242	,000
		Nivel 3 respecto a nivel 1		1558,824	1	1558,824	39,248	,000
Tiempo_Medida_Presion * control	Sistolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		4,881	1	4,881	,032	,858
		Nivel 3 respecto a nivel 1		394,491	1	394,491	2,692	,104
	Diastolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		211,440	1	211,440	4,906	,029
		Nivel 3 respecto a nivel 1		614,306	1	614,306	15,467	,000
Tiempo_Medida_Presion * sexo	Sistolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		510,121	1	510,121	3,382	,069
		Nivel 3 respecto a nivel 1		219,726	1	219,726	1,499	,224
	Diastolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		34,054	1	34,054	,790	,376
		Nivel 3 respecto a nivel 1		99,882	1	99,882	2,515	,116
Tiempo_Medida_Presion * control * sexo	Sistolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		97,180	1	97,180	,644	,424
		Nivel 3 respecto a nivel 1		,327	1	,327	,002	,962
	Diastolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		4,807	1	4,807	,112	,739
		Nivel 3 respecto a nivel 1		236,320	1	236,320	5,950	,017
Error (Tiempo_Medida_Presion)	Sistolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		14026,791	93	150,826		
		Nivel 3 respecto a nivel 1		13630,839	93	146,568		
	Diastolica	Nivel 2 respecto a nivel 1		4008,458	93	43,102		
		Nivel 3 respecto a nivel 1		3693,754	93	39,718		

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable transformada: Promedio

Origen	Medida	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	Sistolica	1172934,343	1	1172934,343	13800,581	,000
	Diastolica	464400,968	1	464400,968	11671,028	,000
control	Sistolica	361,807	1	361,807	4,257	,042
	Diastolica	311,446	1	311,446	7,827	,006
sexo	Sistolica	636,334	1	636,334	7,487	,007
	Diastolica	222,728	1	222,728	5,597	,020
control * sexo	Sistolica	55,051	1	55,051	,648	,423
	Diastolica	55,617	1	55,617	1,398	,240
Error	Sistolica	7904,225	93	84,992		
	Diastolica	3700,556	93	39,791		

COMPARACION VALORES HR UPTAKE

Pruebas de efectos intra-sujetos.

Medida: diffHR

Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
HRuptake	Esfericidad asumida	10434,395	4	2608,599	219,131	,000
	Greenhouse-Geisser	10434,395	2,420	4311,625	219,131	,000
	Huynh-Feldt	10434,395	2,565	4068,439	219,131	,000
	Límite-inferior	10434,395	1,000	10434,395	219,131	,000
HRuptake * control	Esfericidad asumida	262,083	4	65,521	5,504	,000
	Greenhouse-Geisser	262,083	2,420	108,296	5,504	,003
	Huynh-Feldt	262,083	2,565	102,188	5,504	,002
	Límite-inferior	262,083	1,000	262,083	5,504	,021
HRuptake * sexo	Esfericidad asumida	202,485	4	50,621	4,252	,002
	Greenhouse-Geisser	202,485	2,420	83,669	4,252	,010
	Huynh-Feldt	202,485	2,565	78,950	4,252	,009
	Límite-inferior	202,485	1,000	202,485	4,252	,042
HRuptake * control * sexo	Esfericidad asumida	189,581	4	47,395	3,981	,004
	Greenhouse-Geisser	189,581	2,420	78,337	3,981	,014
	Huynh-Feldt	189,581	2,565	73,919	3,981	,012
	Límite-inferior	189,581	1,000	189,581	3,981	,049
Error(HRuptake)	Esfericidad asumida	4571,254	384	11,904		
	Greenhouse-Geisser	4571,254	232,326	19,676		
	Huynh-Feldt	4571,254	246,213	18,566		
	Límite-inferior	4571,254	96,000	47,617		

**Pruebas de contrastes intra-sujetos**

Medida: diffHR

Origen	HRuptake	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
HRuptake	Nivel 1 respecto a nivel 2	719,317	1	719,317	36,239	,000
	Nivel 2 respecto a nivel 3	2057,000	1	2057,000	146,504	,000
	Nivel 3 respecto a nivel 4	967,032	1	967,032	55,090	,000
	Nivel 4 respecto a nivel 5	346,389	1	346,389	35,025	,000
HRuptake * control	Nivel 1 respecto a nivel 2	,037	1	,037	,002	,966
	Nivel 2 respecto a nivel 3	48,934	1	48,934	3,485	,065
	Nivel 3 respecto a nivel 4	,059	1	,059	,003	,954
	Nivel 4 respecto a nivel 5	173,413	1	173,413	17,535	,000
HRuptake * sexo	Nivel 1 respecto a nivel 2	7,968	1	7,968	,401	,528
	Nivel 2 respecto a nivel 3	115,975	1	115,975	8,260	,005
	Nivel 3 respecto a nivel 4	45,931	1	45,931	2,617	,109
	Nivel 4 respecto a nivel 5	190,516	1	190,516	19,264	,000
HRuptake * control * sexo	Nivel 1 respecto a nivel 2	1,564	1	1,564	,079	,780
	Nivel 2 respecto a nivel 3	14,969	1	14,969	1,066	,304
	Nivel 3 respecto a nivel 4	143,421	1	143,421	8,170	,005
	Nivel 4 respecto a nivel 5	286,119	1	286,119	28,931	,000
Error(HRuptake)	Nivel 1 respecto a nivel 2	1905,537	96	19,849		
	Nivel 2 respecto a nivel 3	1347,895	96	14,041		
	Nivel 3 respecto a nivel 4	1685,159	96	17,554		
	Nivel 4 respecto a nivel 5	949,405	96	9,890		

**Pruebas de los efectos inter-sujetos**

Medida: diffHR ...

	Suma de cuadrados		Media		
Intersección	10339,117	1	10339,117	310,992	,000
control	653,228	1	653,228	19,649	,000
sexo	158,490	1	158,490	4,767	,031
control * sexo	405,310	1	405,310	12,191	,001
Error	3191,578	96	33,246		

**COMPARACION VARIABILIDAD CARDIACA ANTES Y DESPUES DEL ESFUERZO**

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Origen	Medida	FasesEsfuerzo	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FasesEsfuerzo	maxRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1299200,386	1	1299200,386	14,928	,000
	minRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	264947,084	1	264947,084	19,663	,000
	meanRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1447689,345	1	1447689,345	431,465	,000
	medianRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1304762,612	1	1304762,612	401,131	,000
	SDNN	Nivel 2 respecto a nivel 1	61434,236	1	61434,236	91,927	,000
	SDANN	Nivel 2 respecto a nivel 1	59565,112	1	59565,112	154,149	,000
	NNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	478538,994	1	478538,994	309,078	,000
	pNNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	41907,347	1	41907,347	245,677	,000
	RMSSD	Nivel 2 respecto a nivel 1	89902,186	1	89902,186	131,765	,000
	SDNNi	Nivel 2 respecto a nivel 1	120273,557	1	120273,557	5,034	,027
	meanHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	29332,114	1	29332,114	509,270	,000
	sdHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	414,144	1	414,144	5,736	,019
	HRVTi	Nivel 2 respecto a nivel 1	479,247	1	479,247	21,763	,000
	TINN	Nivel 2 respecto a nivel 1	1056456,996	1	1056456,996	163,250	,000
FasesEsfuerzo * control	maxRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	47900,700	1	47900,700	,550	,460
	minRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	13078,042	1	13078,042	,971	,327
	meanRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1528,560	1	1528,560	,456	,501
	medianRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	62,079	1	62,079	,019	,890
	SDNN	Nivel 2 respecto a nivel 1	2314,140	1	2314,140	3,463	,066
	SDANN	Nivel 2 respecto a nivel 1	,151	1	,151	,000	,984
	NNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	94894,151	1	94894,151	61,290	,000
	pNNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	2293,464	1	2293,464	13,445	,000
	RMSSD	Nivel 2 respecto a nivel 1	398,535	1	398,535	,584	,447
	SDNNi	Nivel 2 respecto a nivel 1	626648,528	1	626648,528	26,227	,000
	meanHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	14,995	1	14,995	,260	,611
	sdHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	10,376	1	10,376	,144	,705
	HRVTi	Nivel 2 respecto a nivel 1	32,791	1	32,791	1,489	,225
	TINN	Nivel 2 respecto a nivel 1	7379,871	1	7379,871	1,140	,288
FasesEsfuerzo * sexo	maxRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	36984,679	1	36984,679	,425	,516
	minRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	452,204	1	452,204	,034	,855
	meanRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	38082,708	1	38082,708	11,350	,001
	medianRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	38255,942	1	38255,942	11,761	,001
	SDNN	Nivel 2 respecto a nivel 1	965,228	1	965,228	1,444	,232
	SDANN	Nivel 2 respecto a nivel 1	2039,550	1	2039,550	5,278	,024
	NNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	34623,213	1	34623,213	22,362	,000
	pNNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	3688,054	1	3688,054	21,621	,000
	RMSSD	Nivel 2 respecto a nivel 1	9222,503	1	9222,503	13,517	,000
	SDNNi	Nivel 2 respecto a nivel 1	10911,924	1	10911,924	,457	,501
	meanHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1010,934	1	1010,934	17,552	,000
	sdHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	5,926	1	5,926	,082	,775
	HRVTi	Nivel 2 respecto a nivel 1	41,898	1	41,898	1,903	,171
	TINN	Nivel 2 respecto a nivel 1	46895,055	1	46895,055	7,247	,008
FasesEsfuerzo * control * sexo	maxRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	431197,124	1	431197,124	4,955	,028
	minRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	56014,853	1	56014,853	4,157	,044
	meanRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	3055,983	1	3055,983	,911	,342
	medianRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	2812,411	1	2812,411	,865	,355
	SDNN	Nivel 2 respecto a nivel 1	11,785	1	11,785	,018	,895
	SDANN	Nivel 2 respecto a nivel 1	2206,596	1	2206,596	5,710	,019
	NNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	6504,129	1	6504,129	4,201	,043
	pNNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	44,914	1	44,914	,263	,609
	RMSSD	Nivel 2 respecto a nivel 1	159,192	1	159,192	,233	,630
	SDNNi	Nivel 2 respecto a nivel 1	313595,300	1	313595,300	13,125	,000
	meanHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	68,274	1	68,274	1,185	,279
	sdHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	193,042	1	193,042	2,674	,105
	HRVTi	Nivel 2 respecto a nivel 1	48,700	1	48,700	2,211	,140
	TINN	Nivel 2 respecto a nivel 1	2840,993	1	2840,993	,439	,509
Error(FasesEsfuerzo)	maxRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	8180757,263	94	87029,333		
	minRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	1266599,799	94	13474,466		
	meanRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	315396,836	94	3355,285		
	medianRR	Nivel 2 respecto a nivel 1	305754,713	94	3252,710		
	SDNN	Nivel 2 respecto a nivel 1	62819,323	94	668,291		
	SDANN	Nivel 2 respecto a nivel 1	36322,697	94	386,412		
	NNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	145538,363	94	1548,280		
	pNNX	Nivel 2 respecto a nivel 1	16034,451	94	170,579		
	RMSSD	Nivel 2 respecto a nivel 1	64135,423	94	682,292		
	SDNNi	Nivel 2 respecto a nivel 1	2245987,187	94	23893,481		
	meanHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	5414,062	94	57,596		
	sdHR	Nivel 2 respecto a nivel 1	6786,755	94	72,200		
	HRVTi	Nivel 2 respecto a nivel 1	2070,010	94	22,021		
	TINN	Nivel 2 respecto a nivel 1	608311,703	94	6471,401		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Origen	Medida	FasesEsfuerzo	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FasesEsfuerzo	LFHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	228,707	1	228,707	38,974	,000
	nHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	2,485	1	2,485	111,969	,000
	nLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	2,501	1	2,501	109,176	,000
	aLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,002	1	,002	37,249	,000
	aHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,004	1	,004	22,339	,000
	pLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	21450,668	1	21450,668	104,330	,000
	pHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	25806,745	1	25806,745	122,862	,000
	peakLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,001	1	,001	1,135	,289
	peakHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,208	1	,208	52,643	,000
FasesEsfuerzo * control	LFHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	88,999	1	88,999	15,166	,000
	nHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,003	1	,003	,137	,712
	nLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,002	1	,002	,098	,755
	aLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,005	1	,005	90,547	,000
	aHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,001	1	,001	7,255	,008
	pLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	41,988	1	41,988	,204	,652
	pHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	59,477	1	59,477	,283	,596
	peakLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,000	1	,000	,204	,652
	peakHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,056	1	,056	14,072	,000
FasesEsfuerzo * sexo	LFHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	38,379	1	38,379	6,540	,012
	nHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,712	1	,712	32,097	,000
	nLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,752	1	,752	32,841	,000
	aLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,000	1	,000	7,769	,006
	aHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,001	1	,001	2,922	,091
	pLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	7246,391	1	7246,391	35,244	,000
	pHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	7376,615	1	7376,615	35,119	,000
	peakLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	8,343E-005	1	8,343E-005	,149	,700
	peakHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,003	1	,003	,706	,403
FasesEsfuerzo * control * sexo	LFHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,004	1	,004	,001	,980
	nHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,336	1	,336	15,122	,000
	nLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,379	1	,379	16,539	,000
	aLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	9,447E-005	1	9,447E-005	1,670	,199
	aHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,001	1	,001	5,047	,027
	pLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	4308,979	1	4308,979	20,958	,000
	pHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	3735,229	1	3735,229	17,783	,000
	peakLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	8,049E-005	1	8,049E-005	,144	,705
	peakHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,015	1	,015	3,718	,057
Error(FasesEsfuerzo)	LFHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	551,611	94	5,868		
	nHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	2,086	94	,022		
	nLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	2,154	94	,023		
	aLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,005	94	5,658E-005		
	aHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,017	94	,000		
	pLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	19326,779	94	205,604		
	pHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	19744,443	94	210,047		
	peakLF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,053	94	,001		
	peakHF	Nivel 2 respecto a nivel 1	,371	94	,004		



Pruebas de contrastes intra-sujetos

Origen	Medida	FasesEsfuerzo	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FasesEsfuerzo	SD1	Nivel 2 respecto a nivel 1	45318,006	1	45318,006	131,990	,000
	SD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	64409,211	1	64409,211	83,259	,000
	SD1vsSD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	2,930	1	2,930	177,791	,000
	SampEn	Nivel 2 respecto a nivel 1	24,715	1	24,715	189,995	,000
	Alpha	Nivel 2 respecto a nivel 1	1,083	1	1,083	63,903	,000
	Alpha1	Nivel 2 respecto a nivel 1	6,384	1	6,384	91,024	,000
	Alpha2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,131	1	,131	3,503	,064
FasesEsfuerzo * control	SD1	Nivel 2 respecto a nivel 1	297,630	1	297,630	,867	,354
	SD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	2288,893	1	2288,893	2,959	,089
	SD1vsSD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,051	1	,051	3,123	,080
	SampEn	Nivel 2 respecto a nivel 1	,225	1	,225	1,730	,192
	Alpha	Nivel 2 respecto a nivel 1	,117	1	,117	6,883	,010
	Alpha1	Nivel 2 respecto a nivel 1	,127	1	,127	1,807	,182
	Alpha2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,311	1	,311	8,350	,005
FasesEsfuerzo * sexo	SD1	Nivel 2 respecto a nivel 1	5298,104	1	5298,104	15,431	,000
	SD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	1213,777	1	1213,777	1,569	,213
	SD1vsSD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,199	1	,199	12,044	,001
	SampEn	Nivel 2 respecto a nivel 1	,403	1	,403	3,095	,082
	Alpha	Nivel 2 respecto a nivel 1	,086	1	,086	5,059	,027
	Alpha1	Nivel 2 respecto a nivel 1	1,252	1	1,252	17,854	,000
	Alpha2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,497	1	,497	13,322	,000
FasesEsfuerzo * control * sexo	SD1	Nivel 2 respecto a nivel 1	68,784	1	68,784	,200	,655
	SD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	1515,623	1	1515,623	1,959	,165
	SD1vsSD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,017	1	,017	1,019	,315
	SampEn	Nivel 2 respecto a nivel 1	,154	1	,154	1,182	,280
	Alpha	Nivel 2 respecto a nivel 1	,177	1	,177	10,426	,002
	Alpha1	Nivel 2 respecto a nivel 1	,004	1	,004	,059	,809
	Alpha2	Nivel 2 respecto a nivel 1	,644	1	,644	17,281	,000
Error(FasesEsfuerzo)	SD1	Nivel 2 respecto a nivel 1	32274,394	94	343,345		
	SD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	72718,461	94	773,601		
	SD1vsSD2	Nivel 2 respecto a nivel 1	1,549	94	,016		
	SampEn	Nivel 2 respecto a nivel 1	12,228	94	,130		
	Alpha	Nivel 2 respecto a nivel 1	1,594	94	,017		
	Alpha1	Nivel 2 respecto a nivel 1	6,593	94	,070		
	Alpha2	Nivel 2 respecto a nivel 1	3,505	94	,037		

COMPARACION VARIABILIDAD CARDIACA DURANTE EL ESFUERZO Y POST RECUPERACIÓN

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Origen	Medida	FasesMedida	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	
FasesMedida	SD1	Nivel 1 respecto a nivel 2	47708,781	1	47708,781	4,637	,034	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	15,151	1	15,151	,002	,968	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	37,060	1	37,060	,181	,672	
	SD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	52292,116	1	52292,116	5,442	,022	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	192331,769	1	192331,769	19,502	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	219139,432	1	219139,432	623,197	,000	
	SD1vsSD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	11,066	1	11,066	346,726	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,133	1	,133	8,327	,005	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	1,518	1	1,518	131,839	,000	
	SampEn	Nivel 1 respecto a nivel 2	123,847	1	123,847	953,178	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	2,620	1	2,620	64,630	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	20,461	1	20,461	426,466	,000	
	Alpha	Nivel 1 respecto a nivel 2	6,915	1	6,915	271,441	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,730	1	,730	38,576	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,450	1	,450	52,402	,000	
	Alpha1	Nivel 1 respecto a nivel 2	2,049	1	2,049	21,833	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	16,519	1	16,519	178,160	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	4,124E-007	1	4,124E-007	,000	,998	
	Alpha2	Nivel 1 respecto a nivel 2	8,652	1	8,652	272,162	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	2,079	1	2,079	93,514	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	1,186	1	1,186	118,633	,000	
	FasesMedida * control	SD1	Nivel 1 respecto a nivel 2	5555,731	1	5555,731	,540	,464
			Nivel 2 respecto a nivel 3	4935,340	1	4935,340	,522	,472
			Nivel 3 respecto a nivel 4	675,850	1	675,850	3,298	,073
SD2		Nivel 1 respecto a nivel 2	27551,567	1	27551,567	2,867	,094	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	5834,583	1	5834,583	,592	,444	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	2145,351	1	2145,351	6,101	,015	
SD1vsSD2		Nivel 1 respecto a nivel 2	,271	1	,271	8,478	,004	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,104	1	,104	6,470	,013	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,002	1	,002	,204	,653	
SampEn		Nivel 1 respecto a nivel 2	2,644	1	2,644	20,352	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,897	1	,897	22,120	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,040	1	,040	,837	,363	
Alpha		Nivel 1 respecto a nivel 2	,115	1	,115	4,520	,036	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,021	1	,021	1,098	,297	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,030	1	,030	3,530	,063	
Alpha1		Nivel 1 respecto a nivel 2	1,485	1	1,485	15,829	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	2,121	1	2,121	22,876	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,568	1	,568	10,463	,002	
Alpha2		Nivel 1 respecto a nivel 2	,799	1	,799	25,119	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,120	1	,120	5,419	,022	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,000	1	,000	,037	,848	
FasesMedida * sexo		SD1	Nivel 1 respecto a nivel 2	1,463	1	1,463	,000	,991
			Nivel 2 respecto a nivel 3	7652,016	1	7652,016	,810	,371
			Nivel 3 respecto a nivel 4	146,305	1	146,305	,714	,400
	SD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	78,176	1	78,176	,008	,928	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	2613,403	1	2613,403	,265	,608	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	535,211	1	535,211	1,522	,220	
	SD1vsSD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	,409	1	,409	12,803	,001	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,032	1	,032	2,000	,161	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,001	1	,001	,096	,758	
	SampEn	Nivel 1 respecto a nivel 2	,108	1	,108	,833	,364	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,002	1	,002	,042	,839	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,082	1	,082	1,704	,195	
	Alpha	Nivel 1 respecto a nivel 2	,006	1	,006	,237	,628	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,207	1	,207	10,910	,001	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,017	1	,017	1,994	,161	
	Alpha1	Nivel 1 respecto a nivel 2	2,820	1	2,820	30,057	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	1,222	1	1,222	13,184	,000	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,276	1	,276	5,083	,026	
	Alpha2	Nivel 1 respecto a nivel 2	,153	1	,153	4,810	,031	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,051	1	,051	2,284	,134	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,014	1	,014	1,359	,247	
	FasesMedida * control * sexo	SD1	Nivel 1 respecto a nivel 2	5296,650	1	5296,650	,515	,475
			Nivel 2 respecto a nivel 3	12894,850	1	12894,850	1,364	,246
			Nivel 3 respecto a nivel 4	790,266	1	790,266	3,856	,052
SD2		Nivel 1 respecto a nivel 2	2696,850	1	2696,850	,281	,598	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	7712,108	1	7712,108	,782	,379	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	4872,017	1	4872,017	13,855	,000	
SD1vsSD2		Nivel 1 respecto a nivel 2	,125	1	,125	3,906	,051	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,007	1	,007	,439	,509	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,020	1	,020	1,735	,191	
SampEn		Nivel 1 respecto a nivel 2	,436	1	,436	3,355	,070	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,040	1	,040	,984	,324	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,713	1	,713	14,851	,000	
Alpha		Nivel 1 respecto a nivel 2	,027	1	,027	1,042	,310	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,040	1	,040	2,095	,151	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,011	1	,011	1,238	,269	
Alpha1		Nivel 1 respecto a nivel 2	1,232	1	1,232	13,130	,000	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,414	1	,414	4,468	,037	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,141	1	,141	2,587	,111	
Alpha2		Nivel 1 respecto a nivel 2	,404	1	,404	12,703	,001	
		Nivel 2 respecto a nivel 3	,004	1	,004	,197	,658	
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,008	1	,008	,817	,368	
Error(FasesMedida)		SD1	Nivel 1 respecto a nivel 2	977512,601	95	10289,606		
			Nivel 2 respecto a nivel 3	897912,369	95	9451,709		
			Nivel 3 respecto a nivel 4	19467,718	95	204,923		
	SD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	912882,675	95	9609,291			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	936909,180	95	9862,202			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	33405,560	95	351,637			
	SD1vsSD2	Nivel 1 respecto a nivel 2	3,032	95	,032			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	1,522	95	,016			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	1,094	95	,012			
	SampEn	Nivel 1 respecto a nivel 2	12,343	95	,130			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	3,851	95	,041			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	4,558	95	,048			
	Alpha	Nivel 1 respecto a nivel 2	2,420	95	,025			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	1,799	95	,019			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,816	95	,009			
	Alpha1	Nivel 1 respecto a nivel 2	8,914	95	,094			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	8,808	95	,093			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	5,160	95	,054			
	Alpha2	Nivel 1 respecto a nivel 2	3,020	95	,032			
		Nivel 2 respecto a nivel 3	2,112	95	,022			
		Nivel 3 respecto a nivel 4	,950	95	,010			

## COMPARACIÓN DE HR RECUPERACION

### Pruebas de efectos intra-sujetos.

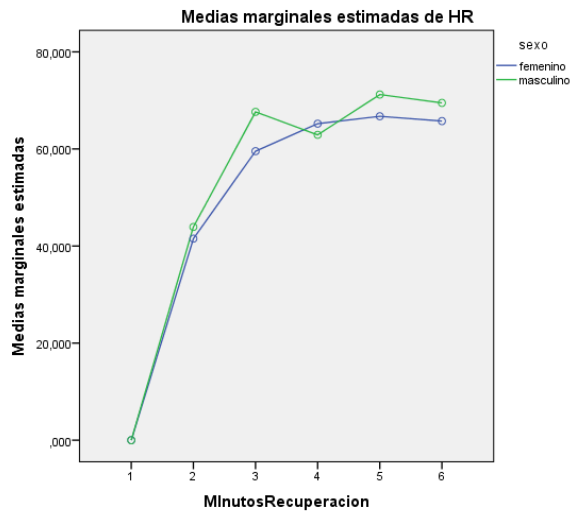
Medida: HR

Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MnutosRecuperacion	Esfericidad asumida	341840,464	5	68368,093	1214,538	,000
	Greenhouse-Geisser	341840,464	2,988	114386,931	1214,538	,000
	Huynh-Feldt	341840,464	3,191	107109,873	1214,538	,000
	Límite-inferior	341840,464	1,000	341840,464	1214,538	,000
MnutosRecuperacion * control	Esfericidad asumida	2100,813	5	420,163	7,464	,000
	Greenhouse-Geisser	2100,813	2,988	702,976	7,464	,000
	Huynh-Feldt	2100,813	3,191	658,254	7,464	,000
	Límite-inferior	2100,813	1,000	2100,813	7,464	,007
MnutosRecuperacion * sexo	Esfericidad asumida	1563,045	5	312,609	5,553	,000
	Greenhouse-Geisser	1563,045	2,988	523,027	5,553	,001
	Huynh-Feldt	1563,045	3,191	489,754	5,553	,001
	Límite-inferior	1563,045	1,000	1563,045	5,553	,020
MnutosRecuperacion * control * sexo	Esfericidad asumida	698,735	5	139,747	2,483	,031
	Greenhouse-Geisser	698,735	2,988	233,811	2,483	,061
	Huynh-Feldt	698,735	3,191	218,937	2,483	,057
	Límite-inferior	698,735	1,000	698,735	2,483	,118
Error (MnutosRecuperacion)	Esfericidad asumida	27019,881	480	56,291		
	Greenhouse-Geisser	27019,881	286,892	94,181		
	Huynh-Feldt	27019,881	306,383	88,190		
	Límite-inferior	27019,881	96,000	281,457		

### Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: HR

Origen		MnutosRecuperacion	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MnutosRecuperacion	Nivel 1 respecto a nivel 2		173436,251	1	173436,251	1547,562	,000
	Nivel 2 respecto a nivel 3		41375,126	1	41375,126	231,120	,000
	Nivel 3 respecto a nivel 4		20,993	1	20,993	,289	,592
	Nivel 4 respecto a nivel 5		2292,937	1	2292,937	41,268	,000
	Nivel 5 respecto a nivel 6		174,668	1	174,668	3,576	,062
MnutosRecuperacion * control	Nivel 1 respecto a nivel 2		414,048	1	414,048	3,695	,058
	Nivel 2 respecto a nivel 3		2843,070	1	2843,070	15,881	,000
	Nivel 3 respecto a nivel 4		105,964	1	105,964	1,461	,230
	Nivel 4 respecto a nivel 5		135,727	1	135,727	2,443	,121
	Nivel 5 respecto a nivel 6		551,197	1	551,197	11,286	,001
MnutosRecuperacion * sexo	Nivel 1 respecto a nivel 2		137,830	1	137,830	1,230	,270
	Nivel 2 respecto a nivel 3		768,060	1	768,060	4,290	,041
	Nivel 3 respecto a nivel 4		2570,535	1	2570,535	35,447	,000
	Nivel 4 respecto a nivel 5		1094,041	1	1094,041	19,690	,000
	Nivel 5 respecto a nivel 6		12,881	1	12,881	,264	,609
MnutosRecuperacion * control * sexo	Nivel 1 respecto a nivel 2		176,755	1	176,755	1,577	,212
	Nivel 2 respecto a nivel 3		436,706	1	436,706	2,439	,122
	Nivel 3 respecto a nivel 4		748,732	1	748,732	10,325	,002
	Nivel 4 respecto a nivel 5		808,566	1	808,566	14,552	,000
	Nivel 5 respecto a nivel 6		405,467	1	405,467	8,302	,005
Error (MnutosRecuperacion)	Nivel 1 respecto a nivel 2		10758,779	96	112,071		
	Nivel 2 respecto a nivel 3		17185,966	96	179,020		
	Nivel 3 respecto a nivel 4		6961,666	96	72,517		
	Nivel 4 respecto a nivel 5		5333,987	96	55,562		
	Nivel 5 respecto a nivel 6		4688,431	96	48,838		



### PRUEBA CARDIORESPIRATORIA DURANTE EJERCICIO FISICO (CPET)

Si atendemos a la tabla podemos ver las diferencias entre los dos métodos:

Tabla 44 Comparativa equipamiento CPET

	Cycle ergometer	Treadmill
Cost	Low to medium	High
Portability	High	Low
Space requirement	Low	High
Staff needed n	1-2	≥2
Safety measures	None	Harness, padding
Artefacts in physiological measurements	Less	More
Blood gas collection	Easy	Difficult
Muscle mass involved	Small	Large
Maximal O <sub>2</sub> uptake	Underestimated	Achieved
Determination of work rate	Accurate	Estimated
Anaerobic testing	Suitable	Not suitable
Use in obese cases	Possible	Difficult
Motivation required by the child	High	Low
Skills required by the child	Too difficult if aged <5 yrs	Less skill needed

**Table 3. – Maximal incremental “all-out” treadmill protocols [52–54]**

Protocol	Stage	Speed km·h <sup>-1</sup>	Speed miles·h <sup>-1</sup>	Grade %	Duration min
Bruce	1	2.7	1.7	10	3
	2	4.0	2.5	12	3
	3	5.5	3.4	14	3
	4	6.8	4.2	16	3
	5	8.0	5.0	18	3
	6	8.8	5.5	20	3
	7	9.7	6.0	22	3
Balke	1	5.6	3.5	2	1
	2	5.6	3.5	4	1
	3	5.6	3.5	6 <sup>#</sup>	1

<sup>#</sup>: plus further increase of 2% every minute.

**Table 4. – Maximal incremental “all-out” cycling protocols [55, 56]**

Protocol	Definition of stages	Initial stage Watt	Increments Watt	Duration of each stage min
Godfrey Body height	<120 cm	10	10	1
	120–150 cm	15	15	1
	>150 cm	20	20	1
James Body surface	<1.0 m <sup>2</sup>	33	16.5	3
	1.0–1.2 m <sup>2</sup>	33	33	3
	>1.2 m <sup>2</sup>	33	49.5	3

Indication	Preferred test	Rationale
Evaluation of EIB	Free-running or treadmill (EIB protocol)	Free-running easy to perform but less sensitive; running more likely than cycling to induce symptoms
Assessment of cardiopulmonary fitness in chronic respiratory disease, e.g. cystic fibrosis	Treadmill or cycle ergometer (maximal incremental protocol)	Formal CPET better than field test as better standardised and reproducible; treadmill may provide more accurate indication of fitness level and exercise tolerance as 1) more diverse muscle mass used than on the cycle and 2) less motivation by the child required; precise measurement of work load only feasible using a cycle ergometer
Advanced respiratory disease, e.g. cystic fibrosis	Field test, submaximal CPET protocol	Alternatives if child not able to perform full protocol of CPET; PWC170, 6-min walking test, 3-min step test and modified shuttle test have been validated in children with chronic lung diseases
Obesity	CPET on cycle ergometer	Exercise limited by body weight to a higher extent on the treadmill than on a cycle ergometer; treadmill with walking protocol valid alternative if cycling impossible or motivation very low
Congenital heart disease, arrhythmias	Cycle ergometer	ECG assessment for ischaemia or arrhythmia easier, blood pressure measurement more accurate
Sensorimotor and coordinative skill impairment, young children	Treadmill CPET (walking protocol instead of running)	Less coordination required

EIB: exercise-induced bronchoconstriction; CPET: cardiopulmonary exercise testing; PWC170: physical work capacity 170.