

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

CENTRO DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN EN BIOINGENIERÍA



DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
SENSOR LAPLACIANO ACTIVO
FLEXIBLE. APLICACIÓN AL ESTUDIO
DEL EENG HUMANO EN SUPERFICIE

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

D. Víctor Fabián Zena Giménez

Dirigida por:

Dr. Fco. Javier Garcia Casado

Dra. Gema Prats Boluda

Dra. Yiyao Ye Lin

Junio, 2017

Resumen

Las patologías gastrointestinales son complicadas en su diagnóstico, y un retraso en el tratamiento puede llevar a un agravamiento de la enfermedad, como ocurre con la isquemia intestinal, la obstrucción intestinal o el íleo paralítico. Estas patologías se ven reflejadas en la motilidad intestinal y ésta está determinada por la actividad mioeléctrica del intestino delgado. El electroenterograma (EEnG) es la señal bioeléctrica asociada al registro de la actividad mioeléctrica intestinal generada en las capas del músculo liso; siendo la electroenterografía una técnica para el estudio de la motilidad intestinal. En la actualidad, no existe un sistema no invasivo de uso en entornos clínicos que permita registrar la actividad mioeléctrica intestinal.

Hasta la fecha, los registros bioeléctricos en superficie abdominal han sido realizados mayoritariamente con electrodos convencionales de disco en configuración monopolar y/o bipolar. Éstos presentan una pobre resolución espacial y proporcionan señales de baja calidad cuando se registran señales cuya amplitud es del orden de decenas de microvoltios; como es el caso del EEnG en superficie. En este trabajo se pretende mejorar la calidad de las señales de EEnG captadas en superficie mediante la implementación de electrodos anulares concéntricos que permitan estimar el laplaciano del potencial.

En la primera parte de la presente tesis doctoral, se ha ensayado una matriz de 3 electrodos anulares concéntricos, flexibles y activos, que preamplifica y acondiciona la señal mioeléctrica intestinal captada en superficie lo más cerca posible de la zona de captación. Se ha generado una base de datos con registros multicanal de la actividad mioeléctrica intestinal en superficie abdominal en 16 voluntarios sanos, donde se adquirieron simultáneamente las señales captadas en el abdomen con la matriz de tres electrodos concéntricos (registros laplacianos) y las señales de dos registros bipolares convencionales. También se registraron simultáneamente las principales interferencias fisiológicas presentes en este tipo de registros: la respiración, el ECG y los movimientos. Se han definido y calculado parámetros para valorar la presencia de las interferencias sobre los registros de EEnG, así como para determinar su capacidad para captar la actividad de la onda lenta intestinal. Los resultados muestran que en los registros laplacianos se tiene un mejor comportamiento frente a influencia de la interferencia cardiaca y respiratoria con respecto a los bipolares con electrodos de disco. Sin embargo, respecto a las interferencias de baja frecuencia los electrodos concéntricos de registro en seco presentaron peor comportamiento que los electrodos de disco de registro con gel. Por otro lado, fue posible identificar la onda lenta intestinal en alrededor del 93% de las ventanas de análisis de los registros con la matriz de electrodos concéntricos, frente al 88% de los registros bipolares con electrodos de disco.

En la segunda parte de la tesis se ha pretendido mejorar la calidad en la captación de las señales EEnG captada con los electrodos concéntricos flexibles presentados anteriormente, con el diseño e implementación de electrodos concéntricos multianulares flexibles, autoadhesivos, que puedan trabajar en húmedo (impregnación con gel

electrolítico) y empleando dos sustratos diferentes para el adhesivo (solo-adhesivo vs *foam*). Asimismo, se pretende determinar la dimensión y configuración (monopolar vs bipolar concéntrico, MC vs BC) óptima, el material adecuado y la posición idónea para la captación de la onda lenta intestinal con electrodos anulares. Se han hecho registros en 20 voluntarios, donde los parámetros calculados para valorar la calidad de las señales captadas con los electrodos desarrollados fueron los ya empleados en primera parte de la tesis. Los resultados muestran que la configuración BC mejora el comportamiento de MC frente a la interferencia cardiaca, pero obtiene peores resultados cara a la interferencia de baja frecuencia. El material solo-adhesivo permite mejor la identificación de la OL intestinal y presenta mejor comportamiento frente a la interferencia respiratoria que el *foam*. Respecto a la posición de los electrodos para el registro, la zona subumbilical resultó la más idónea. En cuanto a la dimensión de los electrodos, se observó que a medida que aumenta el tamaño del anillo, mejoraba la respuesta frente a la interferencia de baja frecuencia; sin embargo, empeoraba la respuesta frente a la interferencia respiratoria. Finalmente, se determinó que el material adhesivo en configuración bipolar concéntrica y de diámetro de 30 mm era el más idóneo para captar la onda lenta intestinal, con una capacidad de detectar la frecuencia asociada a la onda lenta intestinal en un 95% de los casos; mejorando el 90% de los registros bipolares con electrodos convencionales de disco en la misma posición, y los resultados de la matriz de electrodos de la primera parte de la tesis.

Con este trabajo se pone de manifiesto la viabilidad del registro del EEnG en superficie abdominal para la monitorización no invasiva de la onda lenta intestinal y las mejores prestaciones de los electrodos concéntricos de sustrato flexible frente a los convencionales electrodos de disco. Esto supone un paso más para acercar el EEnG al uso clínico y al desarrollo de futuras aplicaciones diagnósticas. Además, el electrodo desarrollado es susceptible de ser empleado en otras aplicaciones asociadas al registro, monitorización y análisis de señales bioeléctricas como la electrocardiografía, electromiografía uterina, de músculo respiratorio, etc.

Abstract

Gastrointestinal diseases have a complicated diagnosis and a delay in treatment can lead to an aggravation of the disease, as is the case of intestinal ischemia, intestinal obstruction or paralytic ileus. These pathologies are revealed in intestinal motility which is determined by the myoelectric activity of the small intestine. EEnG is the signal associated to the recording of myoelectrical activity generated in the muscular layers of the small bowel, and electroenterography is a technique for the study of intestinal motility. At present, there is no non-invasive system for use in clinical settings that allow the recording of myoelectric intestinal activity.

Bioelectrical recordings on the abdominal surface have mostly been performed with conventional disk electrodes in monopolar and/or bipolar configuration. However, these have poor spatial resolution and provide low quality signals when signal amplitudes are of the order of tens of microvolts, as it is the case of surface EEnG. The aim of this work is to improve the quality of the signals by the implementation of concentric annular electrodes that allow estimating the laplacian of the surface potential.

In the first part of this doctoral thesis, it has been tested an array of 3 active flexible concentric electrodes, which preamplifies and conditions the intestinal myoelectric signal captured on the surface as close as possible to the recording area. A database with records of intestinal myoelectric activity on the abdominal surface of 16 healthy volunteers was generated. The EEnG signals were picked up simultaneously by the three concentric electrodes (Laplacian registers) and by three disk electrodes which provided two conventional bipolar records. It was also recorded the main physiological interferences that affect this type of records: respiration, ECG, and movements. To assess the presence of interferences on the EEnG records, as well as the capability to capture the activity of the intestinal slow wave, several parameters have been defined and calculated. The results show that in the Laplacian recordings there was a better behavior against the influence of cardiac and respiratory interference with respect to bipolar with disc electrodes. However, in respect to low frequency interferences, concentric dry recording electrodes presented poorer performance than the gel recording disc electrodes. On the other hand, it was possible to identify the slow intestinal wave in about 93% of the analysis windows of the records with the matrix of concentric electrodes, compared to 88% of the bipolar records with disc electrodes.

In the second part of the thesis, it has been attempted to improve the quality of the EEnG signals already achieved with the flexible concentric electrodes presented before with the design and implementation of flexible, self-adhesive flexible multi-ring concentric electrodes that can work in wet conditions (impregnation with electrolytic gel) and using two different substrates for the adhesive (adhesive-only and foam). Also it is aimed to determine the optimal configuration (monopolar vs bipolar concentric, MC vs BC) and dimension of ring, the appropriate material and the ideal position for picking up the slow intestinal wave. Records have been made on 20 volunteers, where the parameters calculated to assess the quality of the signals captured with the developed electrodes

were the same as those already used in the first part of the thesis. The results show that the BC configuration improves MC behavior in respect to the influence of cardiac interference, but gets worse results for low frequency interference. The adhesive-only material allows better identification of intestinal SW and presents better behavior against respiratory interference than foam. Regarding the position of the electrodes for the registration the subumbilical zone was the most suitable. As for the dimension of the electrodes, it was observed that as the ring size increases, the response to low frequency interference improved; however, it worsened the response to respiratory interference. Finally, it was determined that the adhesive material in concentric bipolar configuration and 30 mm ring diameter was most suitable to capture the slow intestinal wave; with an ability to detect the frequency of slow intestinal wave in a 95% of the cases. Improving 90% of the bipolar registers with conventional disc electrodes in the same position, and the results of the electrode matrix of the first part of the thesis.

This work demonstrates the feasibility of recording the abdominal surface EEnG for the noninvasive monitoring of the slow intestinal wave and the better performance of the flexible substrate concentric electrodes compared to that of conventional disc electrodes. This is a further step to bring EEnG closer to clinical use and to the future development of diagnostic applications. In addition, the developed electrode can be used in other applications associated with the recording, monitoring and analysis of bioelectrical signals such as the fields of electrocardiography, uterine electromyography, respiratory muscle, etc.

Resum

Les patologies gastrointestinals són complicades en el seu diagnòstic, i un retard en el tractament pot portar a un agreujament de la malaltia, com passa amb la isquèmia intestinal, l'obstrucció intestinal o l'ili paralític. Aquestes patologies es veuen reflectides en la motilitat intestinal i aquesta està determinada per l'activitat mioelèctrica de l'intestí prim. L'electroenterograma (EEnG) és el senyal bioelèctric associat al registre de l'activitat mioelèctrica intestinal generada a les capes del múscul llis; sent la electroenterografia una tècnica per a l'estudi de la motilitat intestinal.

A l'actualitat, no existeix un sistema no invasiu d'ús en entorns clínics que permeti registrar l'activitat mioelèctrica intestinal. Fins ara, els registres bioelèctrics en superfície abdominal han estat realitzats majoritàriament amb elèctrodes convencionals de disc en configuració monopolar i / o bipolar. Aquests presenten una pobra resolució espacial i proporcionen senyals de baixa qualitat quan es registren senyals l'amplitud de les quals es de l'ordre de desenes de microvolts; com és el cas de l'EEnG registrat en superfície. En aquest treball es pretén millorar la qualitat dels senyals d'EEnG captats en superfície mitjançant la implementació d'elèctrodes anulars concèntrics que permetin estimar el laplaciana del potencial.

A la primera part de la present tesi doctoral, s'ha assajat una matriu de 3 elèctrodes anulars concèntrics, flexibles i actius, que preamplifica i condiona els senyals mioelèctrics intestinals captats en superfície el més a prop possible de la zona de captació. S'ha generat una base de dades amb registres multicanal de l'activitat mioelèctrica intestinal en superfície abdominal en 16 voluntaris sans, on es van adquirir simultàniament els senyals captats a l'abdomen amb la matriu de tres elèctrodes concèntrics (registres laplacians) i els senyals captats amb dos registres bipolars convencionals. També es van registrar simultàniament les principals interferències fisiològiques presents en aquest tipus de registres: la respiració, l'ECG i els moviments. S'han definit i calculat paràmetres per valorar la presència de les interferències sobre els registres d'EEnG, així com per determinar la seva capacitat per captar l'activitat de l'ona lenta intestinal. Els resultats mostren que als registres laplacians es té un millor comportament enfront de influència de la interferència cardíaca i respiratòria respecte dels senyals bipolars captats amb elèctrodes de disc. No obstant això, respecte a les interferències de baixa freqüència, els elèctrodes concèntrics de registre en sec van presentar pitjor comportament que els elèctrodes de disc de registre amb gel. D'altra banda, va ser possible identificar l'ona lenta intestinal en al voltant del 93% de les finestres d'anàlisi dels registres realitzats amb la matriu d'elèctrodes concèntrics, enfront del 88% dels registres bipolars amb elèctrodes de disc.

A la segona part de la tesi s'ha pretès millorar la qualitat en la captació dels senyals EEnG captada amb els elèctrodes concèntrics flexibles presentats anteriorment, amb el disseny i la implementació d'elèctrodes concèntrics multianulars flexibles, autoadhesius, que puguin treballar en humit (impregnació amb gel electrolític) i emprant dos substrats diferents per l'adhesiu (només-adhesiu vs foam). Així mateix, es pretén determinar la

dimensió i configuració (monopolar vs bipolar concèntric, MC vs BC) òptima, el material adequat i la posició idònia per a la captació de l'ona lenta intestinal amb elèctrodes anulars. S'han fet registres en 20 voluntaris, on els paràmetres calculats per valorar la qualitat dels senyals captats amb els elèctrodes desenvolupats van ser els ja emprats en primera part de la tesi. Els resultats mostren que la configuració BC millora el comportament de MC davant de la interferència cardíaca, però obté pitjors resultats cara a la interferència de baixa freqüència. El material només-adhesiu permet una millor la identificació de l'OL intestinal i presenta millor comportament enfront de la interferència respiratòria que el foam. Respecte a la posició dels elèctrodes per al registre, la zona subumbilical va resultar la més idònia. Pel que fa a la dimensió dels elèctrodes, es va observar que a mesura que augmenta la mida de l'anell, millorava la resposta davant de la interferència de baixa freqüència; però, empitjorava la resposta davant de la interferència respiratòria. Finalment, es va determinar que el material adhesiu en configuració bipolar concèntrica i de diàmetre de 30 mm era el més idoni per captar l'ona lenta intestinal, amb una capacitat de detectar la freqüència associada a l'ona lenta intestinal en un 95% dels casos; millorant el 90% dels registres bipolars amb elèctrodes convencionals de disc en la mateixa posició, i els resultats de la matriu d'elèctrodes de la primera part de la tesi.

Amb aquest treball es posa de manifest la viabilitat del registre de l'EEnG en superfície abdominal per a la monitorització no invasiva de l'ona lenta intestinal i les millors prestacions dels elèctrodes concèntrics de substrat flexible enfront dels convencionals elèctrodes de disc. Això suposa un pas més per apropar el EEnG a l'ús clínic i al desenvolupament de futures aplicacions diagnòstiques. A més, l'elèctrode desenvolupat és susceptible de ser emprat en altres aplicacions associades al registre, monitorització i anàlisi de senyals bioelèctrics com a l'electrocardiografia, electromiografia uterina, de múscul respiratori, etc.

Dedicatoria

A Dios y a mis Padres Juan V. Zena S. y María T. Giménez.

Contenido

Glosario de abreviaturas	xv
Índice de tablas	xvi
Índice de figuras	xviii
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN	1
1.1. Principios básicos de la actividad del intestino delgado	3
1.1.1. Estructura del intestino delgado	3
1.1.2. Funciones del intestino delgado	5
1.1.3. Bases de la motilidad intestinal	5
1.1.3.1. Movimiento de propulsión y segmentación	5
1.1.3.2. Complejo Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI)	6
1.2. Actividad eléctrica del intestino delgado	7
1.2.1. Las ondas lentas	8
1.2.2. Los potenciales rápidos de acción	10
1.3. Trastornos digestivos y la OL	11
1.4. Registro de EEnG en superficie abdominal	12
1.5. Registro de potenciales bioeléctricos con técnicas laplacianas	13
1.5.1. Conceptos básicos de fenómenos bioeléctricos	13
1.5.2. Técnicas de estimación del laplaciano de una señal	15
1.5.2.1. Técnicas indirectas	15
1.5.2.2. Técnicas directas	17
CAPÍTULO 2 MATRIZ DE ELECTRODOS LAPLACIANOS	20
2.1. Justificación y Objetivos	22
2.1.1. Justificación	22
2.1.2. Objetivos	23
2.1.2.1. Objetivo general	23
2.1.2.2. Objetivos específicos	23

2.2. Materiales	24
2.2.1. Sujetos de estudio	24
2.2.2. Sala de Registro	24
2.2.3. Sensor de respiración	25
2.2.4. Electrodo de ECG	25
2.2.5. Electrodo monopolar	26
2.2.6. Electrodo laplaciano activo	27
2.2.6.1. Matriz de electrodos	27
2.2.6.2. Circuito de precondicionamiento	29
2.2.7. Acelerómetro	29
2.2.8. Materiales para la preparación de la piel	30
2.2.9. Medición de impedancia	31
2.2.10. Sistemas de adquisición y almacenamiento digital de datos	31
2.3. Métodos	35
2.3.1. Protocolo de registro	35
2.3.2. Configuración y conexiones del hardware de medida	38
2.3.3. Adquisición y almacenamiento de las señales registradas	40
2.3.4. Tratamiento previo de la señal	41
2.3.4.1. Eliminación de artefactos	41
2.3.4.2. Filtro paso-bajo y diezmado de la señal	42
2.3.5. Análisis espectral	43
2.3.5.1. Estimador espectral	43
2.3.5.2. Parámetros característicos	43
2.4. Resultados	46
2.4.1. Registros del EEnG en superficie	46
2.4.1.1. Evolución temporal	46
2.4.1.2. Presencia de artefactos de movimiento	50
2.4.1.3. Presencia de interferencia cardíaca	52
2.4.2. Análisis de la señal de superficie en el rango de la Onda Lenta	55
2.4.2.1. Análisis espectral de la frecuencia dominante	57
2.4.2.2. Interferencias de baja frecuencia y de respiración	60

2.5. Discusión	64
2.5.1. Ubicación de los electrodos sobre la superficie abdominal.	64
2.5.2. Amplitud de las señales registradas en superficie abdominal.	64
2.5.3. Interferencia en las señales bipolares y laplacianas.	65
2.5.3.1. Artefactos de movimiento. Utilización del acelerómetro.	65
2.5.3.2. Interferencia cardíaca	66
2.5.3.3. Interferencia respiratoria	67
2.5.3.4. Interferencias de bajas frecuencias	68
2.5.4. Identificación de la frecuencia de la onda lenta en señales bipolares y laplacianas	69
2.6. Conclusiones	71
CAPÍTULO 3 ELECTRODO MULTIANULAR	73
3.1. Justificación y Objetivos	75
3.1.1. Justificación	75
3.1.2. Objetivos	76
3.1.2.1. Objetivo general	76
3.1.2.2. Objetivos específicos	76
3.2. Materiales	77
3.2.1. Sujetos de estudio	78
3.2.2. Electrodo multianular	78
3.2.3. Materiales adherentes: Foam y Adhesivo	79
3.2.4. Sistema de adquisición y almacenamiento digital de señales	81
3.3. Métodos	83
3.3.1. Protocolo de registro	83
3.3.2. Tratamiento previo de la señal	85
3.3.3. Análisis espectral	85
3.3.4. Estudio factorial 2×2×2	87
3.3.4.1. Factores a considerar	87
3.3.4.2. Valoración del efecto de los factores	88
3.3.5. Búsqueda de combinación óptima de factores	91

3.3.6. Determinación del tamaño óptimo de los electrodos anulares para el registro del EEnG y comparación con los bipolares convencionales	93
3.4. Resultados	94
3.4.1. Registro del EEnG en superficie abdominal con electrodo multianular y electrodos convencionales de disco	94
3.4.2. Análisis de las señales de superficie en el rango de la Onda Lenta	101
3.4.3. Análisis de los efectos y sus interacciones	107
3.4.3.1. Porcentaje de la frecuencia dominante en el rango típico de la OL (%DF _{FTOL})	107
3.4.3.2. Porcentaje de la frecuencia dominante en rango de la respiración (%DF _{RESP})	108
3.4.3.3. Ratio señal/interferencia de respiración (S/I_{RESP})	109
3.4.3.4. Porcentaje de frecuencia dominante considerada como baja frecuencia (%DF _{BF})	110
3.4.3.5. Ratio señal/interferencia de baja frecuencia (S/I_{BF})	111
3.4.3.6. Porcentaje de frecuencia dominante como otros casos (%DF _{OTROS})	112
3.4.3.7. Ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG})	113
3.4.3.8. Porcentaje de frecuencia dominante dentro del ancho de banda de la OL descartando respiración y bajas frecuencias (%DF _{OL})	114
3.4.3.9. Porcentaje de estabilidad rítmica (%ER)	115
3.4.3.10. Variabilidad media de la OL (VM)	116
3.4.4. Selección de la mejor combinación de factores para la captación de la onda lenta intestinal	117
3.4.5. Análisis del efecto de las dimensiones y comparación con los bipolares convencionales.	119
3.4.5.1. Porcentaje de la frecuencia dominante en el rango típico de la OL (%DF _{FTOL})	120
3.4.5.2. Porcentaje de la frecuencia dominante en rango de la respiración (%DF _{RESP})	120
3.4.5.3. Ratio señal/interferencia de respiración (S/I_{RESP})	121
3.4.5.4. Porcentaje de frecuencia dominante considerada como baja frecuencia (%DF _{BF})	122
3.4.5.5. Ratio señal/interferencia de baja frecuencia (S/I_{BF})	123
3.4.5.6. Porcentaje de frecuencia dominante como otros casos (%DF _{OTROS})	124
3.4.5.7. Ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG})	125
3.4.5.8. Porcentaje de frecuencia dominante dentro del ancho de banda de la OL descartando respiración y bajas frecuencias (%DF _{OL})	126

3.4.5.9. Porcentaje de estabilidad rítmica (%ER)	127
3.4.5.10. Variabilidad media de la OL (VM)	128
3.4.6. Selección de la dimensión del anillo más idónea para la captación del EEnG	129
3.4.7. Matriz de electrodos laplacianos vs BC2-EEnG	130
3.5. Discusión	131
3.5.1. Amplitud de las señales registradas en superficie abdominal y porcentaje de artefactos.	131
3.5.2. Efectos de los factores y dimensiones en parámetros característicos para la detección de la OL en superficie con electrodo multianular	133
3.5.2.1. Efectos en la interferencia cardíaca	133
3.5.2.2. Efectos en la interferencia respiratoria	134
3.5.2.3. Efectos en la interferencia de baja frecuencia	134
3.5.2.4. Efectos en la identificación de la onda lenta intestinal.	135
3.5.3. Electrodo TCB vs BC2-EEnG vs bipolar convencional (BIP)	136
3.5.4. Aplicabilidad de los electrodos multianulares desarrollados	139
3.5.5. Limitaciones del estudio	142
3.6. Conclusiones	144
CAPÍTULO 4 CONCLUSIONES	148
4.1. Conclusiones Generales	150
4.2. Líneas futuras	150
PUBLICACIONES	152
ANEXOS	155
Anexo 1. Acelerómetro y circuito de adaptación.	156
Anexo 2. Consentimiento Informado	158
Anexo 3. Tablas Capítulo 2	163
Anexo 4. Tablas Capítulo 3	169
BIBLIOGRAFÍA	172

Glosario de abreviaturas

%DF _{BF}	Porcentaje de DF que se encuentran en el rango de baja frecuencia
%DF _{FTOL}	Porcentaje de DF que se encuentran en el rango de 8 a 12 cpm.
%DF _{OL}	Porcentaje de DF que una vez descartadas las correspondientes a respiración y baja frecuencia, pueden se encuentren en 8 – 12 cpm.
%DF _{OTROS}	Porcentaje de DF que no son onda lenta, respiración ni baja frecuencia
%DF _{RESP}	Porcentaje de DF que se corresponde con la DF de respiración
%ER	Porcentaje de Estabilidad Rítmica
Ag/AgCl	Plata-Cloruro de Plata
AR	Autoregresivo
CI2B	Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería
CMMI	Complejo Motor Migratorio Interdigestivo
cpm	Ciclos por minuto
DF	Frecuencia dominante
DF _{OL}	frecuencia dominante de la Onda Lenta
ECG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalografía
EEnG	Electroenterograma
EGG	Electrogastrograma
IMC	Índice de masa corporal
MDF	Media de la frecuencia dominante
MUs	Motor Units Action Potentials - Unidades Motoras
OL	Onda Lenta
PA	Potenciales rápidos de Acción
PCB	Placa de circuito impreso
PSD	Densidad espectral de potencia
S/I _{BF}	ratio señal-interferencia de baja frecuencia
S/I _{ECG}	ratio señal-interferencia de ECG
S/I _{RESP}	ratio señal-interferencia de la respiración
SB	Spike bursts, o potenciales rápidos de acción (PA)
TCB	Tripolar en configuración bipolar
VM	Variabilidad Media

Índice de tablas

Tabla 2-1. Principales características bioestadísticas de los voluntarios: sexo, edad, peso, altura e índice de masa corporal (IMC).	24
Tabla 2-2. Ganancia y frecuencia de corte de los amplificadores P511.	38
Tabla 2-3. Conexiones de los electrodos a los amplificadores P511 y con las tarjetas NI USB-6229.	39
Tabla 2-4. Conexiones para la medición de impedancia.	40
Tabla 2-5. Tabla de pérdida de datos. Porcentaje de datos perdidos para cada canal y sesión para sesiones de 180 minutos.	51
Tabla 2-6. Media y desviaciones estándar del parámetro de estimación del ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG}) presentes en las señales de superficie abdominal captados por los electrodos laplacianos (1, 2 y 3) y en los canales bipolares (1 y 2). n son bloques de 120 segundos.	55
Tabla 2-7. Media de frecuencia dominante (MDF) en ciclos por minuto y desviación estándar para AR orden 120, n son bloques de 120 segundos.	59
Tabla 2-8. Total de porcentajes de tiempo en que la frecuencia dominante se encuentra en cada banda de frecuencias para 16 sesiones de 180 min en cada canal.	61
Tabla 2-9. Total de porcentajes porcentaje de tiempo en que la frecuencia dominante se encuentra en para 16 sesiones de 180 min en cada canal.	62
Tabla 3-1. Principales características bioestadísticas de los sujetos de estudio: sexo, edad, peso, altura e índice de masa corporal (IMC).	78
Tabla 3-2. Ganancia y frecuencia de corte de los amplificadores.	81
Tabla 3-3. Conexiones de los electrodos al amplificador P511 y a la tarjeta de adquisición NI USB 6229.	82
Tabla 3-4. Combinaciones a analizar en el diseño factorial $2 \times 2 \times 2$.	88
Tabla 3-5. Pesos correspondientes a los ratios de mejora de parámetros intervinientes en la selección de combinación de factores más adecuados.	93
Tabla 3-6. Tabla de pérdida de datos promedio. Porcentaje de datos perdidos para cada canal de registro. Media \pm desviación típica de para n=10 en cada material.	101
Tabla 3-7. Media \pm Desviación estándar para los datos agrupados de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición subumbilical para las 10 sesiones de registro.	106

Tabla 3-8. Media±Desviación estándar para los datos agrupados de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición supraumbilical para las 10 sesiones de registro.	106
Tabla 3-9. Resumen de mejor factor por parámetro en virtud de sus efectos principales y posibles interacciones ignificativas. “-” = no significativo.	118
Tabla 3-10. Valores de RM en cada parámetro para la obtención del RM _{global} en cada combinación realizada.	119
Tabla 3-11. Valores de RM para los registros bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) en cada parámetro para la obtención del RM _{global} .	130
Tabla 3-12. Comparativa electrodo TCB (Lp2) y BC2-EEnG en posición subumbilical * Indica diferencia significativa entre las medias.	131

Índice de figuras

Figura 1-1. Ubicación del intestino delgado [Guyton y Hall 2011].	3
Figura 1-2. Estructura macroscópica y microscópica del intestino delgado. Vista de las capas: serosa, muscular, submucosa y mucosa del intestino delgado (yeyuno) y la disposición de vellosidades y microvellosidades intestinales [Thibodeau y Patton 2007].	4
Figura 1-3. Movimientos del intestino [Guyton y Hall 2011].	6
Figura 1-4. Fases del complejo motor migratorio interdigestivo [Moreno-Vazquez 2011].	7
Figura 1-5. Actividad eléctrica del músculo liso intestinal [Quigley 1996].	8
Figura 1-6. Tensión umbral y aparición de los potenciales rápidos de acción [Berne y Levy 2009].	9
Figura 1-7. Representación de la evolución de la frecuencia de la onda lenta a lo largo del intestino delgado en humanos [Coremans et al. 1987].	9
Figura 1-8. Superior: Presión muscular del intestino delgado. Inferior: electroenterograma de dicha porción de intestino delgado [García-Casado et al. 2005].	10
Figura 1-9. Frecuencias de OL en enfermos de tiroides. A, B, C y D pacientes con hipertiroidismo sin tratamiento. E, paciente con eutiroidismo en cuarto mes de tratamiento. Las líneas punteadas es la frecuencia de la OL antes y después del tratamiento. F y G sonpacientes con hipotiroidismo [Christensen et al. 1964].	11
Figura 1-10. (a) Colocación de electrodos para la captación del EEnG de superficie en humanos (electrodos 3 y 4) [Chen et al. 1993a] (b) Configuración de arreglo de cinco electrodos en cruz desarrollado por Hjorth para la estimación del laplaciano del potencial [Prats-Boluda et al. 2006].	13
Figura 1-11. Técnica de los cinco puntos de Hjorth.	15
Figura 1-12. Disposición de electrodos monopolares para estimación del laplaciano del potencial. En la parte superior se muestra la disposición de los electrodos para la estimación del laplaciano del potencial según la técnica de cinco puntos de Hjorth (izquierda) y la estimación triangular (derecha). En la parte inferior aparecen repetidas estas estructuras básicas originando mapas laplacianos de potencial [MacKay 1983].	16
Figura 1-13. Estimación circular del laplaciano [He 1998].	16
Figura 1-14. Izquierda: electrodo bipolar anular. Derecha: electrodo tripolar anular en configuración bipolar [Besio et al. 2006b].	18

Figura 1-15. Fotografías del sensor laplaciano activo. (a) Sensor desarrollado por Besio et al utilizado para la estimación del laplaciano de ECG. (b) Sensor desarrollado por Prats-Boluda et al utilizado para la estimación del laplaciano de EEnG.	18
Figura 2-1. Jaula de Faraday y camilla.	25
Figura 2-2. Sensor de respiración 1401G de Grass®.	25
Figura 2-3. Electrodo y cables tipo din para ECG.	26
Figura 2-4. Posición de los electrodos correspondientes a la ML-Derivación-I del ECG.	26
Figura 2-5. (a) Electrodo EL258S de Biopac. (b) Arandelas autoadhesivas	27
Figura 2-6. Gel electrolítico.	27
Figura 2-7. (a) y (b) Fotografía de la matriz de electrodos laplacianos. (c) Dimensiones del anillo de electrodos (mm) que forman la matriz.	29
Figura 2-8. Vista superior (izquierda) e inferior (derecha) del circuito de preamplificación.	29
Figura 2-9. Placa del acelerómetro	30
Figura 2-10. Gel exfoliante	30
Figura 2-11. Dispositivo para medir impedancia de contacto.	31
Figura 2-12. PCB adaptadora para la medida de la impedancia de la matriz de electrodos TCBs.	31
Figura 2-13. Amplificador Grass® P511.	32
Figura 2-14. Tarjeta digital NI USB-6229 BNC.	32
Figura 2-15. (a) Interfaz gráfica de adquisición de datos. (b) Interfaz de monitoreo simultáneo de las bioseñales y de almacenamiento.	34
Figura 2-16. Esquema del sistema de registro, adquisición y almacenamiento.	35
Figura 2-17. Zonas de registro y preparación de la piel.	36
Figura 2-18. (a) Esquema de configuración de electrodos laplacianos. El disco central y el anillo externo de cada electrodo están cortocircuitados (b) Ubicación de electrodos monopoles y laplacianos.	37
Figura 2-19. Colocación de los electrodos sobre el abdomen: 1-Laplaciano 1, 2-Laplaciano 2, 3-Laplaciano 3, 4-Electrodo monopolar 4, 5-Electrodo monopolar 5, 6-Electrodo monopolar 6, Ac-Acelerómetro.	38
Figura 2-20. Ejemplo de artefactos de movimiento presentes en los registros de superficie abdominal. (a) Bloque de registro del laplaciano 1 con artefacto. (b) Registro simultáneo del acelerómetro marcando movimiento general en todos los ejes.	42

- Figura 2-21.** Respuesta en frecuencia del filtro paso-bajo ($f_c=0,5\text{Hz}$), butterworth orden 5. 42
- Figura 2-22.** Análisis de la señal de EEnG mediante los modelos AR en ventana móvil de 120 s. 43
- Figura 2-23.** Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: registros laplacianos (Lp_1 , Lp_2 , Lp_3), registros bipolares (Bp_1 y Bp_2), la respiración (RESP), ECG en ML-Derivación-I y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 14♂ 48
- Figura 2-24.** Sesenta segundos de registro simultáneo, correspondientes a: registros laplacianos (Lp_1 , Lp_2 , Lp_3), registros bipolares (Bp_1 y Bp_2), la respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 1♀. 49
- Figura 2-25.** Sesenta segundos de registro simultáneo, correspondientes a: registros laplacianos (Lp_1 , Lp_2 , Lp_3), registros bipolares (Bp_1 y Bp_2), la respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 6♀. 50
- Figura 2-26.** Eliminación de artefactos de movimiento que ocasionan saturaciones de la señal. La gráfica superior corresponde todo el registro del canal laplaciano 2 y la gráfica inferior es un tramo de 60 segundos del mismo canal donde se encuentra la saturación del amplificador. Sesión 3♀. 51
- Figura 2-27.** Diez segundos de registros laplacianos de la sesión 3♀. Las gráficas de la izquierda corresponden a las señales originales de los laplacianos ($Lp_{1.a}$, $Lp_{2.a}$, $Lp_{3.a}$); seguidas de las señales tras sustraer la interferencia de ECG estimada para: laplacianos ($Lp_{1.b}$, $Lp_{2.b}$, $Lp_{3.b}$); por último la señal de ECG. Las señales de la derecha corresponden al ECG estimado para cada una de cada canal. 53
- Figura 2-28.** Diez segundos de registros bipolares de la sesión 3♀. Las gráficas de la izquierda corresponden a las señales originales de los bipolares ($Bp_{1.a}$, $Bp_{2.a}$); seguidas de las señales tras sustraer la interferencia de ECG estimada en los bipolares ($Bp_{1.b}$, $Bp_{2.b}$); por último la señal de ECG. Las señales de la derecha corresponden al ECG estimado para cada una de cada canal. 54
- Figura 2-30.** Ventana de análisis de 120 segundos, después del filtrado paso bajo a 0,5 Hz y remuestreado a 4 Hz. Señales correspondientes al a) Laplaciano 1 b) Laplaciano 2, c) Laplaciano 3, d) Bipolar 1, e) Bipolar 2, f) Respiración. Sesión 3♀. 56
- Figura 2-30.** Ventana de análisis de 120 segundos, luego del filtrado paso bajo a 0,5 Hz y remuestreado a 4 Hz. Señales correspondientes al a) Laplaciano 1 b) Laplaciano 2, c) Laplaciano 3, d) Bipolar 1, e) Bipolar 2, f) Respiración. Sesión 6♂ 56

- Figura 2-31.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadas a una frecuencia de muestro de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 3♀. 58
- Figura 2-32.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0.5$ Hz) y diezmadas a una frecuencia de muestreo de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 5♂. 58
- Figura 2-33.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0.5$ Hz) y diezmadas a una frecuencia de muestro de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 10♂ 59
- Figura 2-34.** Evolución temporal de la frecuencia dominante antes y después de descartar las interferencias de respiración y baja frecuencia. Sesión 4♀ 63
- Figura 2-35.** Evolución temporal de la frecuencia dominante antes y después de desechar las interferencias de respiración y baja frecuencia. Sesión 6♂ 63
- Figura 3-1.** (a) Electrodo multianular. (b) Dimensiones del electrodo multianular. 79
- Figura 3-2.** (a) Diseño de la plantilla, dimensiones en mm (b) Diseño 3D de la plantilla, tanto para *foam* como para solo adhesivo. 80
- Figura 3-3.** (a) Electrodo multianular con Foam. (b) Electrodo multianular con Adhesivo. 80
- Figura 3-4.** Esquema del sistema de registro, adquisición y almacenamiento con el electrodo multianular en posición subumbilical. Señales de EEnG registradas: Bipolar (M1-M2) y Anulares (MC1, MC2, MC3, MC4, MC5). Señales de interferencias: Respiración, ECG, acelerómetro (X, Y, Z). 82
- Figura 3-5.** Ubicación del electrodo multianular en posición subumbilical, electrodos convencionales de disco en posición supraumbilical y acelerómetro. 84
- Figura 3-6.** Ubicación del electrodo multianular en posición supraumbilical, electrodos convencionales de disco en posición supraumbilical y acelerómetro durante la segunda parte del protocolo de registro. 85

- Figura 3-7.** Sesenta segundos de registros simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) en adhesivo subumbilical; bipolar convencional (BIP) supraumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 6♀. 97
- Figura 3-8.** Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) en adhesivo y supraumbilical; bipolar convencional (BIP) subumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 10♂ 98
- Figura 3-9.** Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) *foam* subumbilical; bipolar convencional (BIP) supraumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 2♂ 99
- Figura 3-10.** Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) *foam* supraumbilical; bipolar convencional (BIP) subumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 14♀ 100
- Figura 3-11.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos de señales simultáneas, filtradas ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadadas a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopolares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipolares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en adhesivo subumbilical, bipolar convencional (BIP) supraumbilical, y respiración (RESP). Sesión 6♀. 103
- Figura 3-12.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos, filtrado ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadado a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopolares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipolares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en adhesivo supraumbilical, bipolar convencional (BIP) subumbilical, y respiración (RESP). Sesión 10♂ 104
- Figura 3-13.** Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos, filtrado ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadado a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopolares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipolares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en *foam* subumbilical, bipolar convencional (BIP) supraumbilical, y respiración (RESP). Sesión 14♀. 105

- Figura 3-14.** (a) Gráfico de pareto de efectos de los factores estandarizados con la media de $\%DF_{FTOL}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 108
- Figura 3-15.** (a) Gráfico de pareto de efectos de los factores estandarizados con la media de $\%DF_{RESP}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 109
- Figura 3-16.** (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de S/I_{RESP} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 110
- Figura 3-17.** (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de $\%DF_{BF}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 111
- Figura 3-18.** (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de S/I_{BF} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 112
- Figura 3-19.** (a). Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total del $\%DF_{OTROS}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 113
- Figura 3-20.** (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media del S/I_{ECG} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 114

Figura 3-21. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de $\%DF_{OL}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 115

Figura 3-22. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de la $\%ER$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 116

Figura 3-23. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de VM, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro. 117

Figura 3-24. RM_{global} para cada combinación de factores. 119

Figura 3-25. (a) Gráfico de media y desviación estándar de $\%DF_{FTOL}$ (%) correspondiente a los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y al bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los subgrupos homogéneos según resultados del ANOVA. 120

Figura 3-26. (a) Gráfico de media y desviación estándar de $\%DF_{RESP}$ (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 121

Figura 3-27. (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{RESP} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 122

Figura 3-28. (a) Gráfico de media y desviación estándar de $\%DF_{BF}$ (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 123

Figura 3-29. (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{BF} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 124

- Figura 3-30.** (a) Gráfico de media y desviación estándar de %DF_{OTROS} (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 125
- Figura 3-31.** (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{ECG} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 126
- Figura 3-32.** (a) Gráfico de media y desviación estándar de %DF_{OL} (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 127
- Figura 3-33.** (a) Gráfico de media y desviación estándar de %ER (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 128
- Figura 3-34.** (a) Gráfico de media y desviación estándar de VM (cpm) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA. 129
- Figura 3-35.** RM_{global} para cada configuración bipolar concéntrico (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP). 130
- Figura 3-36.** (a) Señales de EMG en superficie (bíceps braquial), bipolar (SD), *branched* (Bra) transversal a las fibras musculares, Binomial inverso de segundo orden (IB²), un anillo concéntrico (C1) y dos anillos concéntricos (C2). Los discos concéntricos se encuentran más próximos de la zona de inervación muscular en relación a las demás configuraciones, como se puede observar en el retarde de las señales detectadas (b) Señales de EMG en superficie (músculo abductor del meñique) con uno, dos y tres anillos concéntricos durante una contracción voluntaria. El incremento en número de anillos aumenta la resolución espacial que se refleja en la menor duración de los MUAPs y mejor separación de las fuentes (p. ej. en líneas gruesas remarcadas) [Farina y Cescon 2001]. 141

Capítulo 1

Introducción

1.1. Principios básicos de la actividad del intestino delgado

1.1.1. Estructura del intestino delgado

El intestino delgado es la porción del tracto digestivo que se ubica entre el estómago y el ciego como muestra la figura 1-1. Empieza en el esfínter pilórico y termina en el esfínter ileocecal. Es un tubo que mide aproximadamente 2,5 cm de diámetro y 6 a 7 metros de longitud. Ocupa casi toda la cavidad abdominal dando vueltas en espiral.

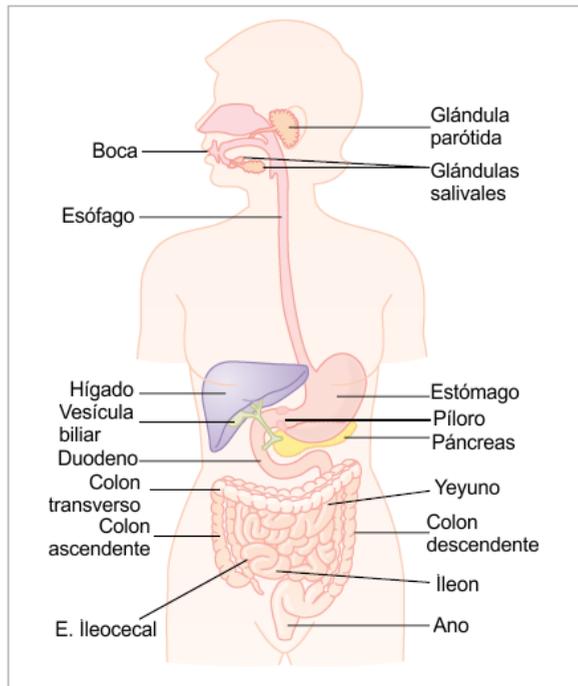


Figura 1-1. Ubicación del intestino delgado [Guyton y Hall 2011].

El intestino delgado se divide en tres partes: el duodeno, el yeyuno y el íleon. El duodeno es la división más superior y la que por su parte superior está unida al estómago por medio del píloro. Es el segmento más corto del todo el intestino, mide unos 25 cm y tiene forma de C. El duodeno se convierte en yeyuno en un lugar donde el tubo gira bruscamente hacia delante y hacia abajo. La porción yeyunal continua unos 2,5 m para luego convertirse en íleon, pero sin que exista una división clara en esta parte del intestino delgado [Thibodeau y Patton 2007].

La pared del intestino delgado está formada por cuatro capas que forman la mayor parte del tubo digestivo, como puede verse en la figura 1-2. La mucosa, es la capa más interna de la pared gastrointestinal, la capa que está en contacto con la luz o espacio abierto del tubo digestivo. Esta a su vez puede estar dividida en tres capas, el epitelio mucoso interno, lámina propia y la delgada capa de tejido muscular liso denominada muscular

de la mucosa. La submucosa, está compuesta por tejido conjuntivo y es más gruesa que la mucosa. Contiene numerosas glándulas pequeñas, vasos sanguíneos y nervio parasimpático que forman el plexo submucoso. La capa muscular, es una capa de tejido muscular que envuelve a la submucosa. Esta porción se caracteriza por poseer una capa interna de musculo liso circular y una externa longitudinal. Igual que la submucosa posee nervios que se organizan en el plexo mientérico que se localiza en ambas partes del músculo. Estas dos capas de músculos juntas desarrollan un importante papel en la regulación de los movimientos y la secreción en el tubo digestivo. La serosa, es la capa más externa del intestino delgado, es una extensión del peritoneo que recubre al intestino delgado a excepción de la porción retroperitoneal del duodeno [Tortora y Derrickson 2013].

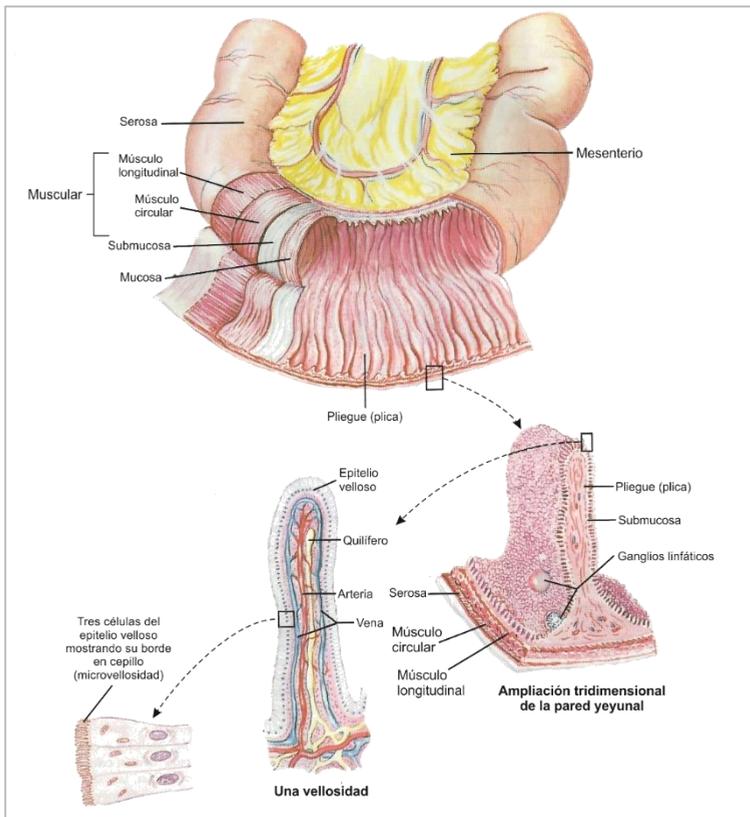


Figura 1-2. Estructura macroscópica y microscópica del intestino delgado. Vista de las capas: serosa, muscular, submucosa y mucosa del intestino delgado (yeyuno) y la disposición de vellosidades y microvellosidades intestinales [Thibodeau y Patton 2007].

La estructura interna del intestino delgado posee unas plicas circulares que emiten diminutas proyecciones que son denominadas vellosidades, como muestra la figura 1-2. Estas vellosidades son importantes modificaciones de la capa mucosa del intestino delgado. Millones de ellas dan al intestino delgado el aspecto aterciopelado. A cada

vellosidad le llegan una arteriola, una vénula y un vaso linfático. Observados al microscopio pueden apreciarse que tienen una superficie que se asemeja a un cepillo, que está formada por unas 1700 microvellosidades ultra finas por células y es ahí donde se produce las enzimas digestivas de las células. Estas vellosidades y microvellosidades incrementan en cientos de veces la superficie del intestino delgado, logrando que este órgano sea el principal lugar para la digestión y la absorción de nutrientes [Thibodeau y Patton 2007].

1.1.2. Funciones del intestino delgado

La principal función del intestino delgado es la absorción de sustancias (alimentos digeridos, agua, sales y vitaminas) a través de la mucosa intestinal hasta la sangre o la linfa. La absorción de algunas sustancias es sencilla, como la del agua que ocurre por simple difusión u ósmosis. Sin embargo para otras sustancias dependen de mecanismos más complejos y para poder realizar esta función el intestino libera algunas enzimas que ayudan en la síntesis de los alimentos facilitando su absorción, como pueden ser la absorción del sodio y moléculas grandes como la glucosa [Thibodeau y Patton 2007].

Otra función del intestino delgado hace referencia a sus movimientos, la función motora. Son contracciones de mezcla y contracciones de propulsión. En este caso la diferencia es artificial porque esencialmente todos los movimientos del intestino delgado producen al menos un cierto grado de mezcla y propulsión simultáneas. En estado de ayunas el intestino sano tiene unos movimientos cíclicos, cuya función es de limpiar el medio intraluminal y así evitar el recorrido en sentido oral de gérmenes y bacterias, de ahí que se le haya denominado *housekeeper* del intestino (ama de llaves) [Luiking et al. 1998]. Los movimientos que determinan esta función serán abordados más adelante. Estos movimientos facilitan la absorción de nutrientes y por eso son de gran interés en el estudio de la gastroenterología.

1.1.3. Bases de la motilidad intestinal

1.1.3.1. Movimiento de propulsión y segmentación

Como ya se había mencionado en el apartado anterior, el intestino delgado presenta dos movimientos característicos, las contracciones de segmentación y las de propulsión. Durante la segmentación, el quimo induce unas contracciones concéntricas espaciadas de menos de un minuto de duración provocando una segmentación del intestino delgado de modo que el intestino queda dividido en varios segmentos espaciados como muestra la figura 1-3. Cuando el grupo de segmentaciones de una región del intestino se relaja, se inician otros conjuntos de contracciones de la misma manera pero en zonas nuevas de manera a que el quimo queda fragmentado varias veces facilitando su mezcla progresiva junto con las secreciones del intestino [Guyton y Hall 2011].

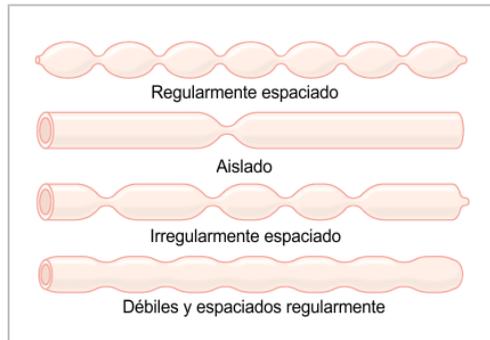


Figura 1-3. Movimientos del intestino [Guyton y Hall 2011].

La frecuencia máxima de las contracciones de segmentación del intestino delgado está determinada por la frecuencia de las ondas lentas (OL) de la pared intestinal, que será comentado más adelante.

Los movimientos de propulsión, también denominados movimientos de peristaltismo del intestino delgado, son los encargados de empujar el quimo a lo largo del intestino en dirección aboral a una velocidad de 0,5 a 2 cm/s. Son movimientos de intensidad baja y al cabo de unos pocos centímetros ya disminuyen, por eso el quimo tiene un movimiento muy lento dentro del intestino delgado y son necesarias por lo menos 3 a 5 horas para que llegue desde el píloro hasta la válvula ileocecal [Barret et al. 2010].

1.1.3.2. Complejo Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI)

Durante el ayuno, el músculo liso gastrointestinal presenta un patrón de actividad motora y eléctrica característico, diferente del que se produce en los periodos de la digestión. A este patrón se le conoce como Complejo Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI) [Garcia-Casado et al. 2004, Szurszewski 1969]. Normalmente tiene su origen en el duodeno superior, y se propaga en sentido aboral, de tal forma que los ciclos de la actividad motora se desplazan desde el estómago hasta el íleon distal [Sarna 1985, Vantrappen 1997].

Cada ciclo o complejo motor migratorio posee tres fases, como se muestra en la figura 1-4. La fase I, es un periodo de quietud donde no hay actividad motora, con una duración de aproximadamente 40 minutos promedio en humanos; la fase II, es un periodo de actividad con contracciones irregulares en donde aparecen ambos tipos de contracciones, la segmentación y peristáltica, con una duración de aproximadamente 50 minutos en humanos; la fase III, corresponde con el periodo de máxima actividad, en donde la amplitud y la frecuencia son observados en sus valores máximos, con una duración promedio de 12 minutos en humanos [Fleckenstein y Oigaard 1978].

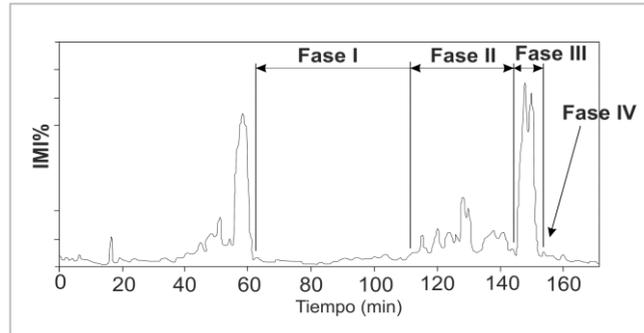


Figura 1-4. Fases del complejo motor migratorio interdigestivo [Moreno-Vazquez 2011].

La fase III normalmente se inicia en el duodeno, pero también puede iniciarse en distintas ubicaciones desde el estómago hasta el íleon proximal [Fleckenstein y Oigaard 1978, Romański 2009]. Algunos autores hablan de una fase IV (ver figura 1-4), que correspondería con una transición breve e intermitente de contracciones, aumentos de presión con duraciones cortas y amplitudes en disminución, la cual llega hasta desaparecer dando lugar nuevamente a la fase I [Carlson et al. 1972, Code y Marlett 1975].

El CMMI migra en dirección aboral, y presenta una alta variabilidad entre e intra sujetos en cuanto a su velocidad de propagación, amplitud de las contracciones y duración del ciclo (entre 70 y 180 minutos) [Code y Marlett 1975, Fleckenstein y Oigaard 1978]. Por más que se haya comentado anteriormente algunas funciones relacionadas con la motilidad, las relacionadas con el CMMI no se ha establecido su función exacta, pero el flujo de bilis y la secreción pancreática aumentan en cada CMMI, por lo que es posible que su función sea limpiar al estómago y al intestino de los contenidos anteriores preparándolos para la siguiente comida. Con la ingesta de alimentos, el ciclo del complejo motor migratorio interdigestivo se interrumpe de inmediato.

Es de gran interés para el estudio de la motilidad intestinal familiarizarse bien con el comportamiento del CMMI, ya que es la única actividad eléctrica que tiene un patrón de repetición en el intestino en un cierto intervalo de tiempo y alguna anomalía en este ciclo normal podría ser interpretada como patología o efecto de algún fármaco [García-Casado et al. 2006].

1.2. Actividad eléctrica del intestino delgado

La actividad eléctrica del músculo liso gastrointestinal presenta unas fluctuaciones rítmicas espontáneas en el potencial de membrana entre -65 y -45 mV aproximadamente, como se muestra en la figura 1-5. En 1922, Álvarez y Mahoney fueron los primeros en detectar y registrar esta actividad eléctrica, a la que denominaron corrientes de acción. Notaron que esta actividad siempre estaba presente en los registros, aunque no se produjeran contracciones y que la frecuencia de estas fluctuaciones era distinta en cada

parte del intestino delgado. En 1932, Berkson *et al* observó que además de las corrientes descritas por Álvarez y Mahoney también aparecían unos potenciales rápidos superpuestos al potencial bioeléctrico [Berkson et al. 1932].

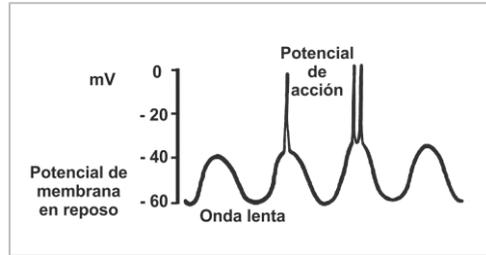


Figura 1-5. Actividad eléctrica del músculo liso intestinal [Quigley 1996].

Estos dos tipos ondas detectadas, como se muestra en la figura 1-5, se denominan ondas lentas (OL) y potenciales rápidos de acción (PA) y constituyen la actividad eléctrica del intestino delgado, llamada también electroenterograma (EEnG) y tiene un ancho de banda aproximadamente entre 0,12 Hz a 35 Hz [Garcia-Casado et al. 2006].

1.2.1. Las ondas lentas

La mayoría de las contracciones del intestino son rítmicas y este ritmo está determinado por las ondas lentas del potencial de membrana. Estas ondas que se representan en la figura 1-6 no son potenciales de acción, son cambios lentos y ondulantes del potencial de membrana en reposo. Las ondas lentas, tienen su origen principalmente en las células intersticiales de Cajal que actúan como marcapasos, aunque otras células también pueden estar involucradas en la generación de las ondas lentas [Al-Shboul 2013, Huizinga 1999, Yin y Chen 2008]. Las células intersticiales de Cajal hacen referencia a un conjunto de tipos de células localizadas en los músculos del tracto gastrointestinal y que se encuentran intercaladas funcional y morfológicamente con el sistema nervioso entérico y las células del músculo liso. Se ha determinado que es posible encontrar células intersticiales de Cajal en el esófago, el estómago y los intestinos.

El potencial de reposo de la membrana de una unidad funcional del intestino delgado no posee un valor real, sino que se encuentra entre -20 y -65 mV, y como igual a lo ocurrido en otro tipo de músculos (cardíaco y estriado), existe una contribución significativa de los canales de K^+ , Na^+ , Ca^+ y ATPasa a la actividad eléctrica [Barret et al. 2010, Miftakhov et al. 1999]. Cuando el máximo del potencial de la onda lenta negativa en el interior de la membrana celular aumenta de -65 mV a -20mV aproximadamente (el umbral aproximado para generar potenciales de acción en la mayor parte del músculo liso visceral), se pueden producir potenciales de acción (ver figura 1-6) que se propagan a lo largo del músculo, que son los responsables de la contracción del intestino delgado [Barret et al. 2010, Guyton y Hall 2011].

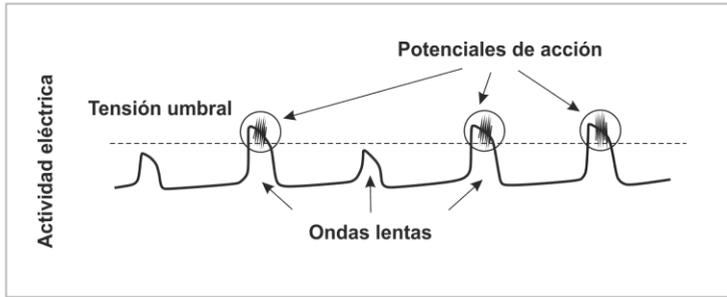


Figura 1-6. Tensión umbral y aparición de los potenciales rápidos de acción [Berne y Levy 2009].

Las ondas lentas intestinales captadas en humanos a nivel seroso poseen una amplitud de 5 mV a 15 mV, variando ligeramente a lo largo del tracto intestinal [Miftakhov et al. 1999]. Su frecuencia varía en las distintas partes del aparato digestivo entre 3 y 12 ciclos por minuto: 3 cpm a 4 cpm en el estómago y hasta 12 cpm en el duodeno, descendiendo a 9 cpm en el yeyuno y 8 cpm a 7 cpm en el íleon terminal. Parece ser que este descenso de frecuencias no es continuo, sino es escalonado presentando mesetas de frecuencias como muestra la figura 1-7 [Coremans et al. 1987]. Así, el ancho de banda de la onda lenta puede variar de 0,12 Hz a 0,2 Hz. En las primeras secciones del tracto gastrointestinal se encuentran frecuencias de ondas lentas más elevadas, para luego pasar a frecuencias son más cortas y variables. La frecuencia de la onda lenta presenta ligeras variaciones en un mismo punto del tracto intestinal aparte de variar a lo largo de todo el intestino delgado, como se puede ver en la figura 1-7 [Barret et al. 2010, Coremans et al. 1987].

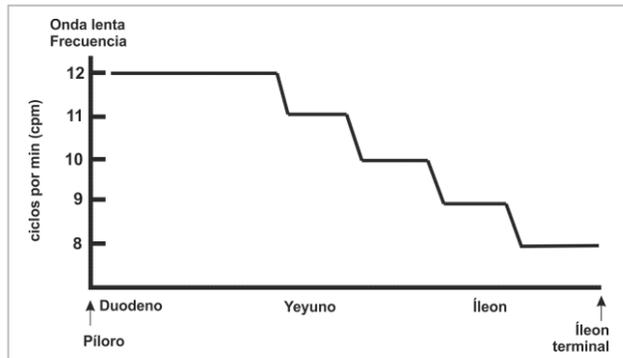


Figura 1-7. Representación de la evolución de la frecuencia de la onda lenta a lo largo del intestino delgado en humanos [Coremans et al. 1987].

Se ha comprobado que la máxima frecuencia de aparición de los potenciales de acción y por lo tanto la máxima frecuencia de contracción del intestino delgado está determinada por la frecuencia de las ondas lentas [Martinez-de-Juan et al. 2000].

1.2.2. Los potenciales rápidos de acción

Las ondas lentas por sí solas no son suficientes para producir la contracción muscular, pero los potenciales rápidos de acción (PA) o *Spike Bursts* (SB) [Duthie 1974] superpuestos en las mesetas de las ondas lentas elevan del potencial de membrana (60-70 mV) dando lugar a unos trenes de picos que incrementan la tensión muscular, como se muestra en la figura 1-8. Las porciones despolarizantes de cada potencial se debe a la entrada del Ca^{2+} y las repolarizantes a la salida de K^{+} como se había mencionado anteriormente [Barret et al. 2010].

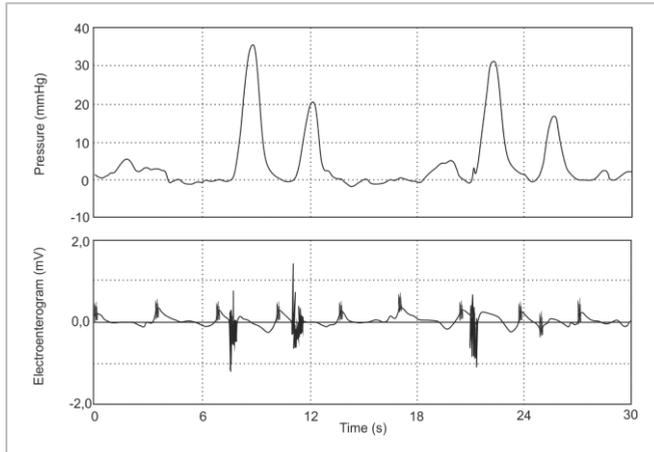


Figura 1-8. Superior: Presión muscular del intestino delgado. Inferior: electroenterograma de dicha porción de intestino delgado [García-Casado et al. 2005].

Los PA se pueden dar en las dos capas del intestino delgado, la longitudinal y la circular. Como se ha mencionado en el apartado anterior, no están siempre presentes en el electroenterograma, sino que es necesario que la OL supere un umbral para que aparezcan estos potenciales rápidos de acción. De esta forma, si las ondas lentas establecen la máxima frecuencia de contracción intestinal, los PA fijarán el momento en el cual ocurrirían estas contracciones, así están relacionados directamente los movimientos de propulsión y de mezcla.

Los PA del músculo gastrointestinal duran de 10 a 40 veces más que los potenciales de acción de las grandes fibras nerviosas y llegan a prolongarse entre 10 a 20 ms. Esta lentitud de los PA es justificada por los canales de calcio que facilitan la entrada de calcio para su aparición, ya que estos canales tienen la característica de ser más lentos. Además el movimiento de iones hacia el interior de las fibras musculares durante el potencial de acción desempeña un papel importante en las contracciones de las fibras del músculo intestinal [Guyton y Hall 2011]. El ancho de banda de los PA en humanos aún no ha sido estudiado a profundidad, pero se sabe que el ancho de banda en modelo animal puede variar entre 2 – 20 Hz [Akin y Sun 1999, Ye-Lin et al. 2010].

1.3. Trastornos digestivos y la OL

Existen varias enfermedades intestinales relacionadas con la OL. Enfermedades como la isquemia intestinal, que ocurre cuando los vasos sanguíneos del intestino se estrechan o se bloquean y se han podido observar cambios en la morfología en la onda lenta relacionadas con este tipo de evento, disminuyendo la frecuencia y haciendo los picos de despolarizaciones más suaves dificultando la aparición de los SB y por tanto la contracción intestinal [Kyi Kyi y Daniel 1970, Szurszewski y Steggerda 1968a, 1968b]. También se han realizado investigaciones en la relación del hipertiroidismo y el aumento de la frecuencia de la OL a causa de un incremento del metabolismo, como muestra la figura 1-9 [Christensen et al. 1964].

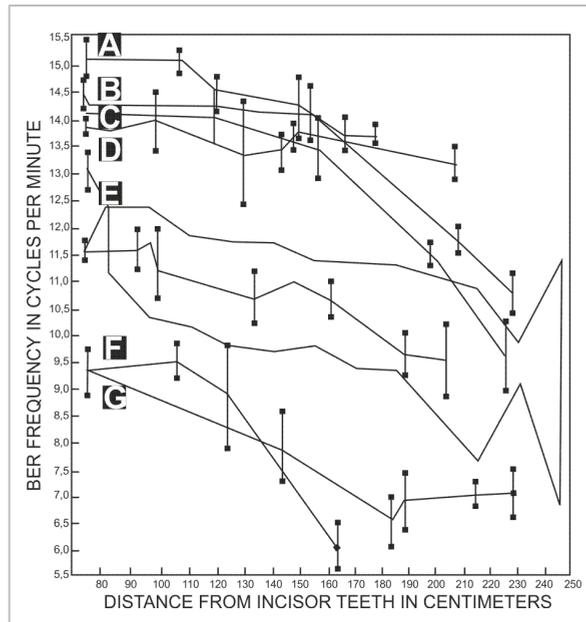


Figura 1-9. Frecuencias de OL en enfermos de tiroides. A, B, C y D pacientes con hipertiroidismo sin tratamiento. E, paciente con eutiroidismo en cuarto mes de tratamiento. Las líneas punteadas es la frecuencia de la OL antes y después del tratamiento. F y G son pacientes con hipotiroidismo [Christensen et al. 1964].

Como se comentaba en apartados anteriores, la onda lenta marca la frecuencia máxima de contracción del intestino delgado, por tanto, cualquier anomalía en la forma de onda o frecuencia de la OL puede ocasionar trastornos de motilidad. Además de la isquemia intestinal y trastornos tiroideos indicados anteriormente, algunas de las enfermedades que se pueden asociar con estos trastornos son la dispepsia no ulcerosa, el síndrome del intestino irritable, la pseudoobstrucción intestinal crónica, la obstrucción parcial del intestino delgado, la resección gástrica y la discinesia biliar [Floch 2006].

Los altos índices de mortalidad debido a patologías de difícil detección como la isquemia

del mesenterio, que son detectadas una vez muy avanzada la enfermedad y encontradas mediante intervención quirúrgica, o el síndrome del intestino irritable como uno de los trastornos gastrointestinales que con más frecuencia los pacientes acuden al médico a escala mundial [Floch 2006], hacen que el estudio de las características de la OL pueda derivar en una importante herramienta diagnóstica rápida y no invasiva de este tipo de patologías.

1.4. Registro de EEnG en superficie abdominal

Los registros no invasivos de señales electrofisiológicas son estudios comunes que se vienen desarrollando hoy en día en varios ámbitos de la medicina aplicada, y que están más que aceptadas por la comunidad médica, tales como la electrocardiografía, electroencefalografía y la electromiografía.

Por otro lado, la electroenterografía aún no es utilizada en la práctica clínica, ya que son pocos los trabajos que realizaron registro de señales del intestino en superficie abdominal [Bradshaw et al. 1997, Chen et al. 1993a, 1993b, Chen y Lin 1993, Prats-Boluda et al. 2011, 2006], debido fundamentalmente a las complicaciones que este tipo de registro conlleva, ya que los autores reportaron la baja amplitud de la señal intestinal en superficie y la presencia de diferentes interferencias como la de origen respiratorio cuyo espectro en ocasiones puede superponerse con el de la onda lenta [Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2011]. Además, todos estos estudios están centrados en la onda lenta intestinal, puesto que la energía asociado a los SB llega más atenuada a la superficie abdominal debido al efecto de filtrado paso-bajo asociado a las capas abdominales y la distancia entre el origen de señal y los electrodos de captación. Prácticamente todos los trabajos realizados en esta línea fueron realizados con electrodos convencionales de disco como los mostrados en la figura 1-10.

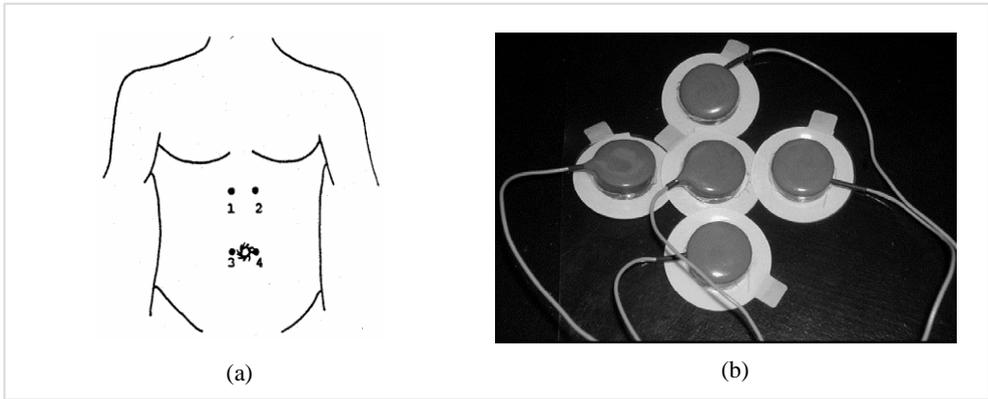


Figura 1-10. (a) Colocación de electrodos para la captación del EEnG de superficie en humanos (electrodos 3 y 4) [Chen et al. 1993a] (b) Configuración de arreglo de cinco electrodos en cruz desarrollado por Hjorth para la estimación del laplaciano del potencial [Prats-Boluda et al. 2006].

Una alternativa para solventar los inconvenientes asociados a este tipo de registros puede ser la utilización de electrodos que permiten estimar el Laplaciano del potencial, que han demostrado ser más inmunes a las interferencias asociadas en este campo de aplicación [Prats-Boluda et al. 2007a].

1.5. Registro de potenciales bioeléctricos con técnicas laplacianas

1.5.1. Conceptos básicos de fenómenos bioeléctricos

Asumiendo que el cuerpo se comporta como un conductor homogéneo, isotrópico e ideal, la densidad de corriente puede ser expresada como:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E} + \vec{j}_i \quad (1-1)$$

En donde σ es la conductividad del medio extracelular; \vec{E} es el campo eléctrico de la membrana y junto con σ determina la corriente óhmica que resulta del flujo pasivo de cargas en presencia de un campo eléctrico.

Esta densidad de corriente es necesaria para evitar acumulación de carga debida a las fuentes de corrientes [Malmivuo y Plonsey 1995]; \vec{j}_i es la denominada corriente impresa [Wu et al. 1999]. La densidad de corriente \vec{j}_i corresponde con la corriente que es producida por el bombeo de iones a través de la membrana resultado de una interacción química entre un nervio y la membrana de células musculares, y fuera de los niveles celulares puede considerarse despreciable.

Como el campo eléctrico es cuasiestático, \vec{E} puede ser expresado en cada instante de tiempo como un gradiente negativo del potencial, así la ecuación anterior puede escribirse como:

$$\vec{j} = \vec{j}_t - \sigma \nabla V \quad (1-2)$$

Bajo condiciones cuasiestáticas, la capacitancia del tejido y su inductancia pueden ser despreciables. Dicho de otro modo, la divergencia de la corriente total debe atenuarse. Por lo tanto:

$$\nabla^2 V = \frac{\nabla J_i}{\sigma} - \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (1-3)$$

Donde ∇^2 es el operador laplaciano tridimensional, ρ la densidad de carga y ε la constante dieléctrica. Por lo tanto en una región de la superficie del cuerpo fuera membrana del intestino delgado donde $J_i=0$ el potencial eléctrico obedecería a la ecuación de Laplace.

$$\nabla^2 V = 0 \quad (1-4)$$

Y si se considera un sistema de ejes ortogonales (u_1, u_2, u_3) con el origen un punto del cuerpo, y que u_3 sea la normal a la superficie, en ese punto la ecuación de Laplace se puede expresar como:

$$L_s = \frac{\partial^2 V}{\partial u_1^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial u_2^2} = -\frac{\partial^2 V}{\partial u_3^2} = -\left(\frac{1}{\sigma}\right) \left(\frac{\partial J_{x_1}}{\partial u_1} + \frac{\partial J_{y_2}}{\partial u_2}\right) = \left(\frac{1}{\sigma}\right) \left(\frac{\partial J_{u_3}}{\partial u_3}\right) \quad (1-5)$$

$$L_s = \frac{-\rho_{eq}}{\varepsilon}$$

Se deduce entonces que el laplaciano del potencial de superficie (L_s) es negativamente proporcional a la divergencia bidimensional de las componentes tangenciales de la densidad de corriente en la superficie del cuerpo. De esta ecuación se pueden observar dos situaciones, que el laplaciano superficial es proporcional y negativamente a la densidad de carga equivalente ρ_{eq} ; y que la componente normal de la densidad de corriente se anula en la superficie del cuerpo pero no así su derivada normal. Como se había supuesto al comienzo, que la superficie sea plana, homogénea e isotrópica, la distribución del potencial en la superficie estaría dado por ρ_{eq} y como la densidad de carga equivalente es la segunda derivada espacial del potencial, es de esperar que la densidad de carga equivalente brinde más información de las fuentes de potencial que solamente el potencial de superficie. Esto implica que el efecto de emborronamiento o *blurring effect* del volumen conductor supuesto anteriormente, sería menor en el registro del laplaciano superficial que el obtenido con distribución de potencial convencional. De esta forma es posible decir que el laplaciano del potencial en superficie proporcionaría información de la densidad de corriente ortogonal a la superficie del cuerpo.

Uno de los principales problemas al registrar potenciales de EEnG en superficie del cuerpo es su débil amplitud (decenas de microvoltios) y la presencia de las interferencias bioeléctricas. Si se obtuviera una estimación del laplaciano de EEnG en superficie, sería

posible mejorar la calidad de los registros de potencial del EEnG al atenuar las interferencias que se propagan en forma tangencial al cuerpo y aumentar la resolución espacial [Prats-Boluda et al. 2007].

1.5.2. Técnicas de estimación del laplaciano de una señal

1.5.2.1. Técnicas indirectas

Las técnicas indirectas son aquellas que obtienen una estimación del laplaciano del potencial de superficie a partir de la discretización del operador laplaciano partiendo de registros de potencial de electrodos equiespaciados sobre una superficie. Existen varias formas de disposición de electrodos para la obtención de una estimación del laplaciano, una de ellas es la técnica de cinco electrodos de Hjorth [Hjorth 1975] como la mostrada en la figura 1-11.

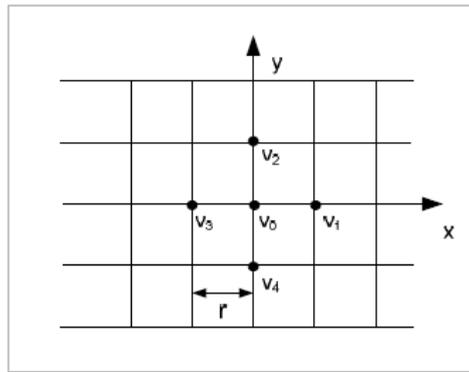


Figura 1-11. Técnica de los cinco puntos de Hjorth.

Según esa técnica, el laplaciano del potencial el punto central se puede expresar como:

$$\Delta V = \frac{1}{r^2} \left(\sum_{i=1}^4 v_i - 4v_0 \right) + \theta(r)^2 \quad (1-6)$$

Siendo así, v_i el potencial en los electrodos $v_{1..4}$, y v_0 el potencial del electrodo de la posición central [Besio et al. 2006a, Hjorth 1975].

Pero en el cálculo de la discretización se produce un error inherente a las técnicas indirectas, que es el error de truncamiento [Besio et al. 2006a]. A partir de esta técnica se han generado otras investigaciones sobre disposiciones distintas y con la intención de disminuir el error de discretización, tal es así que surgieron configuraciones no ortogonales como la estimación triangular del laplaciano [MacKay 1983], o la técnica de nueve puntos de Huyiskamp [Huiskamp 1991] como los que se pueden observar en la figura 1-12.

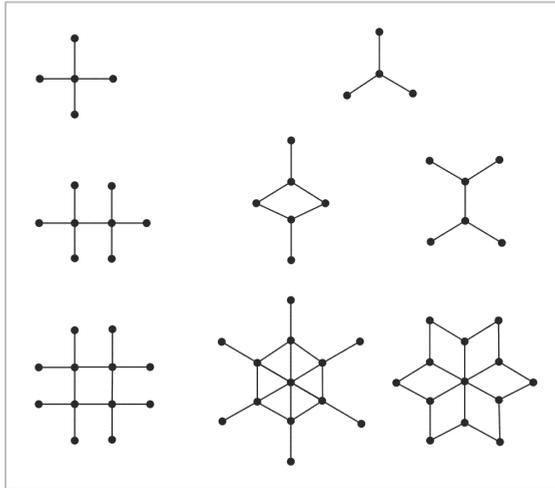


Figura 1-12. Disposición de electrodos monopolares para estimación del laplaciano del potencial. En la parte superior se muestra la disposición de los electrodos para la estimación del laplaciano del potencial según la técnica de cinco puntos de Hjorth (izquierda) y la estimación triangular (derecha). En la parte inferior aparecen repetidas estas estructuras básicas originando mapas laplacianos de potencial [MacKay 1983].

En principio la estimación del laplaciano fue utilizado para mejorar la resolución espacial en el registro de señales electroencefalográficas (EEG) [Hjorth 1975] y luego fue extendido para aplicaciones de electrocardiografía (ECG) [He et al. 2002, He y Cohen 1995, Wu et al. 1999], siempre con la intención de mejorar la resolución espacial y aumentar las posibilidades de realizar estudios más precisos de forma no invasiva.

Mejorando las técnicas de discretización y para reducir los problemas relativos a la disposición de los electrodos y a la orientación de sus dipolos, fueron ideados nuevos métodos de estimación de laplaciano de superficie en un punto mediante la disposición de electrodos en circunferencia de radio r [He 1998], como indica la siguiente figura.

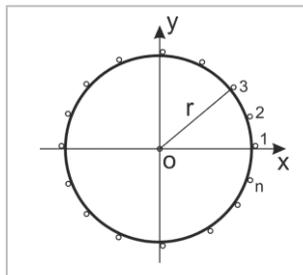


Figura 1-13. Estimación circular del laplaciano [He 1998].

Con el objeto de reducir los errores de discretización introducidas en las técnicas indirectas locales de estimación del laplacianos, varios grupos de investigación [Nunez

et al. 1994, Srinivasan et al. 1996] desarrollaron otros métodos de obtención del laplaciano del potencial en superficie, para ello calculan y derivan las funciones *splines* a partir de los potenciales captados por los electrodos situados en la superficie. A estos métodos se los denominó indirectos globales, y la diferencia con los indirectos locales radica en que la estimación por *splines* tiene en cuenta el potencial en toda la superficie de estudio, mientras que los métodos locales emplean la información proveniente de los electrodos que rodean al punto de estimación.

Los resultados que arrojan los métodos indirectos locales y globales son similares, aunque es más apropiado la utilización de los *splines* para la obtención de mapas laplacianos de potencial y las técnicas locales para el estudio del laplaciano del potencial en regiones puntuales [Tandonnet et al. 2005]. No obstante, como ya se comentó en párrafos anteriores, la obtención del laplaciano de potencial a partir de la discretización presenta los errores propios de la técnica de discretización y alto coste computacional para la obtención de los mapas laplacianos en caso de la interpolación por *splines*.

La aplicación de los métodos indirectos para la estimación del laplaciano de una señal también se pudo comprobar en trabajos realizados con señales de EEnG [Prats-Boluda et al. 2007a, 2006]. Los resultados mostraron que las señales laplacianas discretas eran capaces de reducir drásticamente la interferencia de ECG presentes en las señales bipolares de superficie y que además eran menos sensibles a las interferencias respiratorias. Estos resultados obtenidos alentaron al desarrollo de nuevos tipos de electrodos laplacianos en configuraciones que permitiera la estimación directa del laplaciano del EEnG.

1.5.2.2. Técnicas directas

Una evolución de las técnicas indirectas, concretamente la mostrada en la figura 1-13, fundamentó el desarrollo de un sistema de captación de anillos concéntricos que proporcionan una señal que es directamente proporcional al laplaciano del potencial en el punto central, como muestra la figura 1-14. Por sencillez, a este tipo de electrodos concéntricos que permitan la estimación directa del laplaciano de potencial, reciben también la denominación de “electrodos laplacianos”. Fue constatado que, la estimación del laplaciano mediante anillos concéntricos es más sensible a los eventos cercanos al electrodo que las técnicas indirectas a partir de los electrodos monopoles [Besio et al. 2006b].

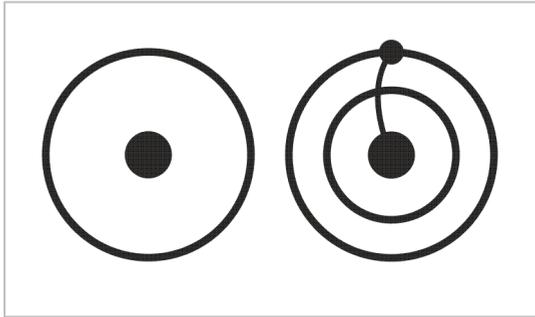


Figura 1-14. Izquierda: electrodo bipolar anular. Derecha: electrodo tripolar anular en configuración bipolar [Besio et al. 2006b].

Las señales de salida de los electrodos concéntricos anulares poseen amplitudes muy pequeñas [Lu et al. 1997]. De modo que para mejorar la calidad de las señales captadas y hacer factible su análisis se han desarrollado sensores anulares activos que consisten en preamplificar la señal bioeléctrica lo más cerca posible al electrodo [Besio et al. 2006b, Prats-Boluda et al. 2011].

En la figura 1-15 se muestran los sensores laplacianos activos desarrollados por Besio *et al* para la estimación del laplaciano de EEG y ECG, y los sensores desarrollados por Prats-Boluda *et al* para la estimación directa del laplaciano de EEnG.

Es importante destacar que estos sensores eran rígidos, y que se desarrollaron sobre placas de circuitos impresos (PCB), con lo que dependiendo de la colocación de estos electrodos en la superficie del cuerpo y de su tamaño, pueden aparecer problemas por un mal contacto, dado que al ser rígidos no se adaptan a la curvatura del cuerpo [Prats-Boluda et al. 2011, 2008].

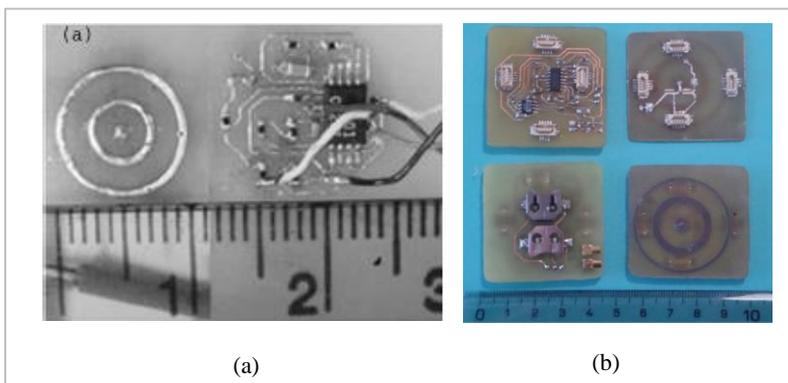


Figura 1-15. Fotografías del sensor laplaciano activo. (a) Sensor desarrollado por Besio *et al* utilizado para la estimación del laplaciano de ECG. (b) Sensor desarrollado por Prats-Boluda *et al* utilizado para la estimación del laplaciano de EEnG.

Por otro lado, en los estudios de EEnG realizados por Prats-Boluda *et al.*, se ha visto que se mejoraron los resultados con la utilización de estos electrodos que estiman directamente el laplaciano del potencial, en comparación al estudio con señales laplacianas discretas y las señales bipolares.

Una nueva propuesta de sensores laplacianos activos anulares que se quiere presentar en este trabajo es el desarrollo de los electrodos anulares de captación sobre sustratos flexibles, con el objeto de evitar el problema de adaptación del sensor a la superficie del cuerpo y de mejorar el contacto entre el electrodo y la piel [Prats-Boluda *et al.* 2016, 2015, 2012, Ye-Lin *et al.* 2014].

Capítulo 2

Matriz de electrodos laplacianos

2.1. Justificación y Objetivos

2.1.1. Justificación

Es sabido que la concurrencia a las consultas en los servicios de urgencias siempre está compuesta de dos factores, el primero una enfermedad repentina o accidente y el segundo en muchos casos la ausencia de un diagnóstico precoz. Diariamente, de las urgencias recibidas en los hospitales y centros asistenciales, un 10% hacen referencia a alguna patología gastrointestinal.

Patologías intestinales como la isquemia intestinal, el síndrome del intestino irritable, la obstrucción parcial del intestino delgado o la pseudoobstrucción intestinal crónica están asociadas a disfunciones de la actividad motora y eléctrica. En este sentido, han venido siendo realizados diversos estudios con la intención de facilitar el diagnóstico de enfermedades que tengan origen en la disfunción de la motilidad intestinal. Estudios de diagnóstico por imagen con *scanners* por medio de contrastes, endoscopías, manometría antroduodenal, cápsulas endoscópicas y otros, son algunas de las técnicas que se han implementado pero que comparten la particularidad de ser semi-invasivos o invasivos, y en algunos casos es necesario el suministro de sedante al paciente.

El registro de la actividad mioeléctrica intestinal (electroenterograma, EEnG) se ha propuesto como alternativa a las técnicas invasivas o semi-invasivas mencionadas en el párrafo anterior. Registros del EEnG a nivel seroso en experimentación animal corroboraron la relación existente entre los registros manométricos y los mioeléctricos, es decir entre la actividad mecánica y eléctrica del intestino. Estos resultados dieron pie a captación de la actividad mioeléctrica intestinal en superficie abdominal como posible técnica de ayuda al diagnóstico de uso en clínica, como ocurre con otras señales mioeléctricas como la asociada a la musculatura del estómago (Electrogastrograma, EGG), que ha demostrado ser una alternativa para el diagnóstico clínico de enfermedades como la gastroparesis crónica. Por tanto, el registro no invasivo del EEnG podría ser una herramienta útil para el diagnóstico no-invasivo y de bajo coste de enfermedades intestinales, pero todavía presenta ciertas limitaciones para su uso clínico. Hasta la fecha, los registros bioeléctricos en superficie abdominal de la actividad intestinal se realizan principalmente con electrodos convencionales (electrodos de disco) en configuración bipolar. Uno de los principales problemas para la captación de la señal EEnG en superficie reside en su baja amplitud (del orden de decenas de micro voltios) y está contaminada por una serie de interferencias de señales fisiológicas como la respiración, el ECG y artefactos de movimiento. Se ha comprobado que la estimación del laplaciano discreto del potencial mejoraba la calidad de las señales intestinales captadas en superficie y estos fueron implementados sobre sustrato rígidos, lo que puede llevar a ser incómodo al paciente en sesiones prolongadas de registro, además de una peor adaptación al a superficie corporal y contacto electrodo-piel.

Teniendo en cuenta esta problemática y las propiedades que presentan los electrodos anulares para la estimación del laplaciano del potencial, tal y como se citaba en el

apartado 1.5, sería conveniente realizar estudios con electrodos anulares activos desarrollados sobre sustratos flexibles para estimar el laplaciano del potencial mioeléctrico intestinal en superficie, que se adapten mejor a la contorno corporal proporcionando a su vez mayor ergonomía al paciente. La utilización de esta tecnología para el registro no-invasivo del EEnG podría proporcionar señales de mayor calidad que los registros convencionales con electrodos de disco, acercando la posibilidad de disponer de un sistema de monitorización y diagnóstico rápido de patologías gastrointestinales para el entorno clínico. La presente tesis doctoral parte del desarrollo de una matriz flexible de electrodos laplacianos activos cuyas prestaciones para el registro del EEnG deben ser valoradas.

2.1.2. *Objetivos*

2.1.2.1. *Objetivo general*

Valorar la capacidad de los registros no-invasivos del EEnG, obtenidos mediante electrodos anulares flexibles y mediante electrodos convencionales de disco, para la captación e identificación de la onda lenta intestinal, con el fin de acercar esta técnica de monitorización y registro de la actividad intestinal a la aplicación clínica.

2.1.2.2. *Objetivos específicos*

- Generar una base de datos de señales electroenterográficas captadas en superficie abdominal, así como de sus principales fuentes de interferencia: ECG, respiración y movimientos.

Para dicho propósito será necesario la puesta punto de un sistema de registro simultáneo en superficie de las señales mioeléctricas intestinales junto con las principales fuentes de interferencia: ECG, respiración y movimientos; la definición de un protocolo de registros; y la realización de los registros en voluntarios en condiciones de ayuno.

- Valorar la calidad de las señales de EEnG captadas mediante electrodos anulares flexibles y con electrodos convencionales de disco.

Será necesaria la definición de parámetros que permitan valorar la calidad de la señal de interés con respecto a las interferencias en las señales captadas con los electrodos anulares flexibles y los convencionales de disco. Los parámetros deberán estar asociados a las principales interferencias como el ECG, la respiración y las interferencias de baja frecuencia.

- Identificar la onda lenta intestinal en los registros no invasivos del EEnG.

Se aplicarán técnicas de análisis espectral y se definirán y calcularán parámetros que permitan la identificación de la onda lenta en los registros no invasivos del EEnG, se contrastarán los resultados obtenidos con los resultados de otros trabajos de registros no-invasivos del EEnG en humanos.

2.2. Materiales

2.2.1. Sujetos de estudio

Se han realizado 16 sesiones de registro en sujetos sanos (8 mujeres y 8 hombres), con edades de 22 a 37 años y con índice de masa corporal entre 18,03 y 31,56 kg/m². En la tabla 2-1 se detalla las principales características bioestadísticas de los sujetos registrados. El estudio se adhiere a la declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de ética de la Universidad Politécnica de Valencia. Todos los voluntarios han sido informados sobre la naturaleza del estudio, el protocolo de registro y han firmado el formulario de consentimiento.

Tabla 2-1. Principales características bioestadísticas de los voluntarios: sexo, edad, peso, altura e índice de masa corporal (IMC).

Sesión	Sexo	Edad	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m ²)
1	Femenino	31	45	1,58	18,03
2	Femenino	30	56	1,70	19,38
3	Femenino	26	60	1,63	22,58
4	Femenino	27	52	1,65	19,10
5	Masculino	33	83	1,75	27,10
6	Masculino	26	56	1,65	20,57
7	Masculino	27	73	1,86	21,10
8	Femenino	31	61	1,60	23,83
9	Masculino	30	100	1,78	31,56
10	Masculino	22	78	1,86	22,55
11	Masculino	30	75	1,71	25,65
12	Masculino	25	93	1,80	28,70
13	Femenino	22	56	1,74	18,50
14	Masculino	28	78	1,73	26,06
15	Femenino	30	72	1,60	28,13
16	Femenino	37	75	1,68	26,57
Total (media±desv. estándar)		28±4	69,56±15,28	1,71±0,09	23,98±4,31

2.2.2. Sala de Registro

Los registros se han realizado en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) de la Universidad Politécnica de Valencia, en el laboratorio de Bioingeniería dentro de una jaula de Faraday mostrada en la figura 2-1.



Figura 2-1. Jaula de Faraday y camilla.

Como se puede observar, dentro de la jaula se encontraba la camilla donde el paciente se tumbaba para los registros, así como también los principales elementos del sistema de registro como amplificadores, tarjeta de adquisición, y los respectivos cables para los distintos sensores biomédicos que serán comentados más adelante.

2.2.3. *Sensor de respiración*

Para el registro de la respiración se ha optado por utilizar el sensor 1401G de Grass®, mostrado en la figura 2-2, es reutilizable y se coloca debajo de las fosas nasales. Produce una señal proporcional al flujo de aire exhalado e inspirado. Este sensor está formado por termopares y las variaciones de temperaturas detectadas proporcionan una pequeña tensión de salida que puede ser amplificada. Por medio de sus cables de salida, con conectores tipo din hembra 1,5 mm es posible conectarlo directamente a un amplificador de bioseñales P511 de Grass®.



Figura 2-2. Sensor de respiración 1401G de Grass®.

2.2.4. *Electrodos de ECG*

Para el registro de la señal de ECG se han utilizado electrodos de disco autoadhesivos y desechables con conector tipo botón (3M™ Red Dot™, USA), de 44 mm de diámetro,

que posee gel sólido que mejora el contacto entre la piel y el electrodo, como los mostrados en la figura 2-3 junto con los cables tipo din.



Figura 2-3. Electrodo y cables tipo din para ECG.

En este trabajo se ha registrado la ML-Derivación-I del ECG, como puede observarse en la figura 2-4, ya que es menos sensible a los movimientos de los brazos y además el propósito era el monitoreo de la bioseñal y no de un estudio exhaustivo de la misma.

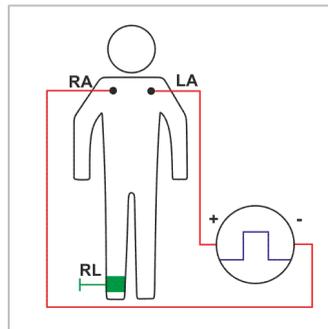


Figura 2-4. Posición de los electrodos correspondientes a la ML-Derivación-I del ECG.

Los cables del ECG son conectados directamente a un amplificador Grass® P511. El cable correspondiente al electrodo del tobillo derecho se conecta al terminal de masa (GND), común a todos los amplificadores y a la tarjeta DAQ.

2.2.5. Electrodo monopolar

Para la obtención de los registros bipolares convencionales del electroenterograma, se han utilizado tres electrodos monopolares de Ag/AgCl, modelo EL258S Biopac® como el mostrado en la figura 2-5a. Este electrodo posee un diámetro externo de 12,5 mm, 8 mm de diámetro interno y 6 mm de altura, con un cable apantallado de 1,5 m de longitud en cuyos extremos cuenta con dos conectores tipo din hembra.



Figura 2-5. (a) Electrodes EL258S de Biopac. (b) Arandelas autoadhesivas

Para que los electrodos queden sujetos a la piel, son necesarias unas arandelas adhesivas de doble cara, como el mostrado en la figura 2-5b. Hay que tener en cuenta que estos electrodos son flotantes y necesitan de un gel electrolítico que facilite el contacto y la conducción entre el electrodo y la piel. Este gel que se muestra en la figura 2-6, es un gel electrolítico de uso clínico.

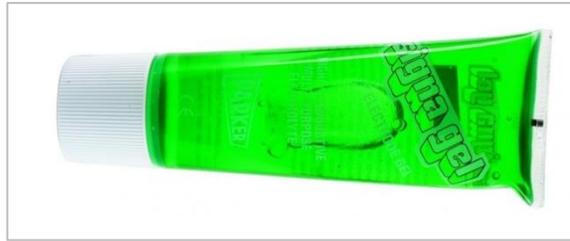


Figura 2-6. Gel electrolítico.

2.2.6. Electrodes laplacianos activos

A continuación, se describe al sensor laplaciano activo que está constituido en dos partes: una parte desechable de captación con tres electrodos (matriz de electrodos) y un módulo de pre-amplificación reutilizable.

2.2.6.1. Matriz de electrodos

Para obtener la señal del laplaciano del EEnG se utilizó una matriz de tres electrodos anulares flexibles como el que se muestra en la figura 2-7 y su correspondiente circuito de pre-amplificación y acondicionamiento de las señales captadas (figura 2-8). El sensor fue desarrollado en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) y se optó por una construcción en matriz de electrodos concéntricos más que electrodos individuales, ya que este tipo de registros bioeléctricos son en su mayoría multicanales y además los registros laplacianos suelen ser usados para mapeo de superficie corporal (*body surface mapping*) [Garcia-Casado et al. 2013].

Cada electrodo anular consiste en un disco interno y dos anillos concéntricos en configuración bipolar (TCB) como muestra la figura 2-7c, es decir, el disco central y el anillo externo están en corto circuito. La configuración en TCB permite una mejor resolución espacial y mayor atenuación de las interferencias de fuentes lejanas [Besio

et al. 2006b, Prats-Boluda et al. 2007b]

Respecto a la dimensión del electrodo, se sabe que a mayor dimensión de electrodos se captan señales de mayor amplitud, pero se pierde resolución espacial, mientras que más pequeños proporcionan una mejor resolución espacial [Farina y Cescon 2001, Prats-Boluda et al. 2016, 2012]. Estudios previos han determinado la posibilidad de captar las señales bioeléctricas con un electrodo TCB con diámetro exterior de 24 mm además presenta una mayor inmunidad a los artefactos de movimiento que los electrodos TCB con diámetro exterior de 18 mm [Garcia-Casado et al. 2013, Prats-Boluda et al. 2012]. Por tanto, se ha establecido en este trabajo el diámetro exterior del anillo externo en 24 mm. Las demás dimensiones del electrodo fueron diseñadas considerando los siguientes criterios:

- La suma de las áreas del anillo externo y el disco interno deben ser iguales al área del anillo medio, de modo a proporcionar impedancias similares y mejorar el CMMR.
- La distancia entre el disco interno y el anillo medio debe ser igual a la distancia entre el anillo externo y el anillo medio, de modo a reducir la interferencia de modo común.

En la siguiente figura se puede observar el diseño final de cada electrodo individual de la matriz; se puede observar que se ha diseñado una versión abierta de los anillos con el fin de evitar cortocircuitos en el diseño de las pistas de los electrodos a los conectores.

Respecto a la implementación física de la matriz de electrodos, fue serigrafiado sobre sustratos poliméricos flexibles. En concreto, una pasta de plata biocompatible (Dupont 5064 conductor de plata) se imprimió en sustrato Poliéster Melinex ST506. La serigrafía se hizo con una impresora de pantallas de alta precisión (Aurel 900) y el período de curado de las tintas fue de 10 minutos a 130°C.

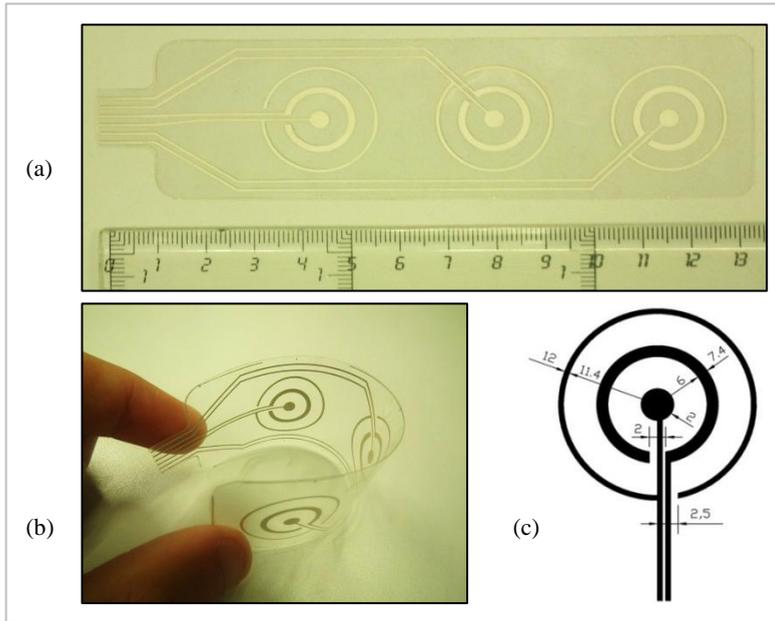


Figura 2-7. (a) y (b) Fotografía de la matriz de electrodos laplacianos. (c) Dimensiones del anillo de electrodos (mm) que forman la matriz.

2.2.6.2. Circuito de preacondicionamiento

El sistema de pre-amplificación y acondicionamiento está diseñado para implementar un filtrado paso alto de orden 1 con una frecuencia de corte 4,9 mHz y una ganancia de 3385,74 V/V, estando alimentado con dos pilas tipo CR 1632. Este circuito de pre-amplificación consta de tres circuitos idénticos cuya estructura es la misma que la presentada en trabajos anteriores [Prats-Boluda et al. 2011].

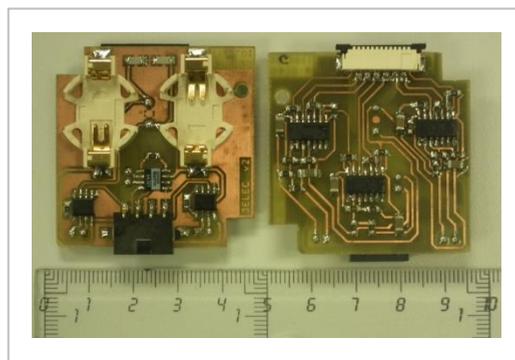


Figura 2-8. Vista superior (izquierda) e inferior (derecha) del circuito de preamplificación.

2.2.7. Acelerómetro

Para tener registros de los artefactos de movimiento que puedan darse sobre la superficie

abdominal durante el registro, se optó por la utilización de un acelerómetro triaxial ADXL 335. Para tal efecto fue necesario el desarrollo de una placa que integra el acelerómetro y sus respectivos filtros, paso alto con una frecuencia de corte en 0,01 Hz y paso bajo con una frecuencia de corte en 100 Hz, como se muestra en la siguiente figura 2-9.

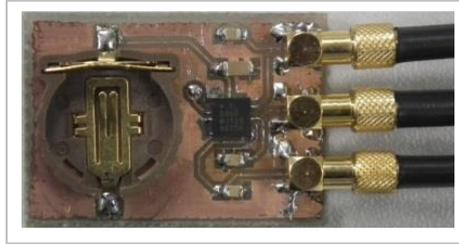


Figura 2-9. Placa del acelerómetro.

La sensibilidad del acelerómetro está fijada a unos 300 mV/g, estando alimentada la placa por una pila de 3 V (CR 1220). Las salidas van conectadas a cables coaxiales por eje de 1,5 metros de longitud, con terminales mini BNC conectados a la placa del acelerómetro y BNC estándar a la tarjeta de adquisición NI USB 6229 BNC. Las características, componentes y elementos utilizados para el desarrollo de la placa se pueden ver en el anexo 1.

2.2.8. Materiales para la preparación de la piel

Para reducir la impedancia de la piel, es necesario extraer las primeras capas de piel que constituyen un camino de alta impedancia como el estrato córneo. Para tal efecto, se utilizaron cremas exfoliantes como la que se muestra en la figura 2-10 y algodones en disco. En el caso de los hombres con vellos en las zonas que deberían ir los electrodos, se realizó la depilación de la zona con unas afeitadoras desechables.



Figura 2-10. Gel exfoliante

Después de la exfoliación, se utilizó alcohol al 96% para limpiar la zona antes de la colocación de los electrodos.

2.2.9. Medición de impedancia

También se realizaron medidas de las impedancias electrodo-piel en cada voluntario en las distintas sesiones. Para ello se empleó el medidor de impedancia Prep-Check EIM105, mostrado en la siguiente figura.



Figura 2-11. Dispositivo para medir impedancia de contacto.

Para poder realizar las medidas de impedancia, de los electrodos monopolares y los electrodos de ECG se utilizaban los mismos cables que en los registros. Para las mediciones de impedancia de los electrodos laplacianos se prepararon cables con sus respectivos adaptadores como se muestran en la figura 2-12. En el anexo 1 se puede encontrar el diseño del PCB del adaptador.



Figura 2-12. PCB adaptadora para la medida de la impedancia de la matriz de electrodos TCBs.

2.2.10. Sistemas de adquisición y almacenamiento digital de datos

Se ha puesto a punto un sistema que permite el registro simultáneo, visualización y almacenamiento de las siguientes señales: registros del EEnG obtenidos con electrodos laplacianos flexibles (3 canales), registros bipolares del EEnG (2 canales), ECG correspondiente a ML-Derivada-I, respiración, y la aceleración en los tres ejes (X, Y y Z). Todas estas señales excepto las del acelerómetro son acondicionadas empleando amplificadores comerciales P511 de Grass®, como el que se muestra en la figura 2-13.



Figura 2-13. Amplificador Grass® P511.

Cada amplificador posee una entrada con tres terminales, “G1” que es el terminal positivo, “G2” el terminal negativo y “COM” que sería el GND del sistema. La ganancia de los amplificadores es variable, y puede ser modificada dependiendo de las condiciones de la señal a registrar. Varían en valores entre 50 y 200000 V/V. Mediante dos selectores, uno con dos posiciones x10 y x1000; otro con seis posiciones: 5, 10, 20, 50, 100 y 200. Las frecuencias de corte del amplificador también son ajustables. Para la frecuencia de corte inferior (con -12dB/octava), se puede seleccionar 0,01, 0,1, 0,3, 1, 3, 10, 30, 100 y 300 Hz. La frecuencia de corte superior (-24dB/octava), se puede seleccionar entre 0,03, 0,1, 1, 3, y 10 kHz. Además, posee un filtro exclusivo para la frecuencia de red (50 Hz). Estos amplificadores presentan una alta impedancia de entrada (20M Ω 35pF), requisito necesario para ser utilizado como amplificador de señales biomédicas. Para los amplificadores de los sensores laplacianos este valor no es de mucha relevancia puesto que la impedancia de salida del sensor activo es de orden de decenas de ohmios, pero sí para los canales correspondientes a ECG, bipolares y respiración.

Para la digitalización de los datos procedentes de los amplificadores de Grass® se utiliza una tarjeta de adquisición modelo NI USB-6229 BNC de National Instruments®, como se muestra en la figura 2-14. Esta tarjeta también es empleada para adquirir las señales de los ejes del acelerómetro de forma directa.



Figura 2-14. Tarjeta digital NI USB-6229 BNC.

Algunas de las características más relevantes de esta tarjeta son:

- Entradas analógicas diferenciadas, con una resolución de 16 bits y frecuencia de muestreo de 1,25 MS/s.
- 4 salidas analógicas de alta resolución de 16 bits y una frecuencia de muestreo de 2,8 MS/s.
- Salida USB, para facilitar la conexión de la tarjeta a la computadora personal.

Esta tarjeta se ha configurado para todos los canales un rango de tensión de salida de ± 10 V.

El programa de adquisición se ha desarrollado en LabView 2011 64 bit en una PC Notebook HP Pavilion dv6, bajo plataforma Windows 7 64bit, Intel®Core™ i3 2,13GHz con 4GB de memoria RAM y disco duro de 500GB. La interfaz gráfica del programa de adquisición se muestra en la figura 2-15. El análisis digital de datos almacenados se ha realizado mediante el software Matlab R2010b.

Para poder almacenar los datos de cada voluntario, se ha desarrollado en Labview la interfaz mostrada en la figura 2-15a, donde se completan los parámetros bioestadísticos básicos que serán comentados más adelante. Para el monitoreo y almacenamiento de la señal se ha implementado la interfaz de la figura 2-15b. Esta interfaz permite la visualización de la evolución temporal de todos los canales utilizados como así también del identificador de cada voluntario, la dirección de almacenamiento de las señales y el tiempo transcurrido de monitoreo de la sesión.

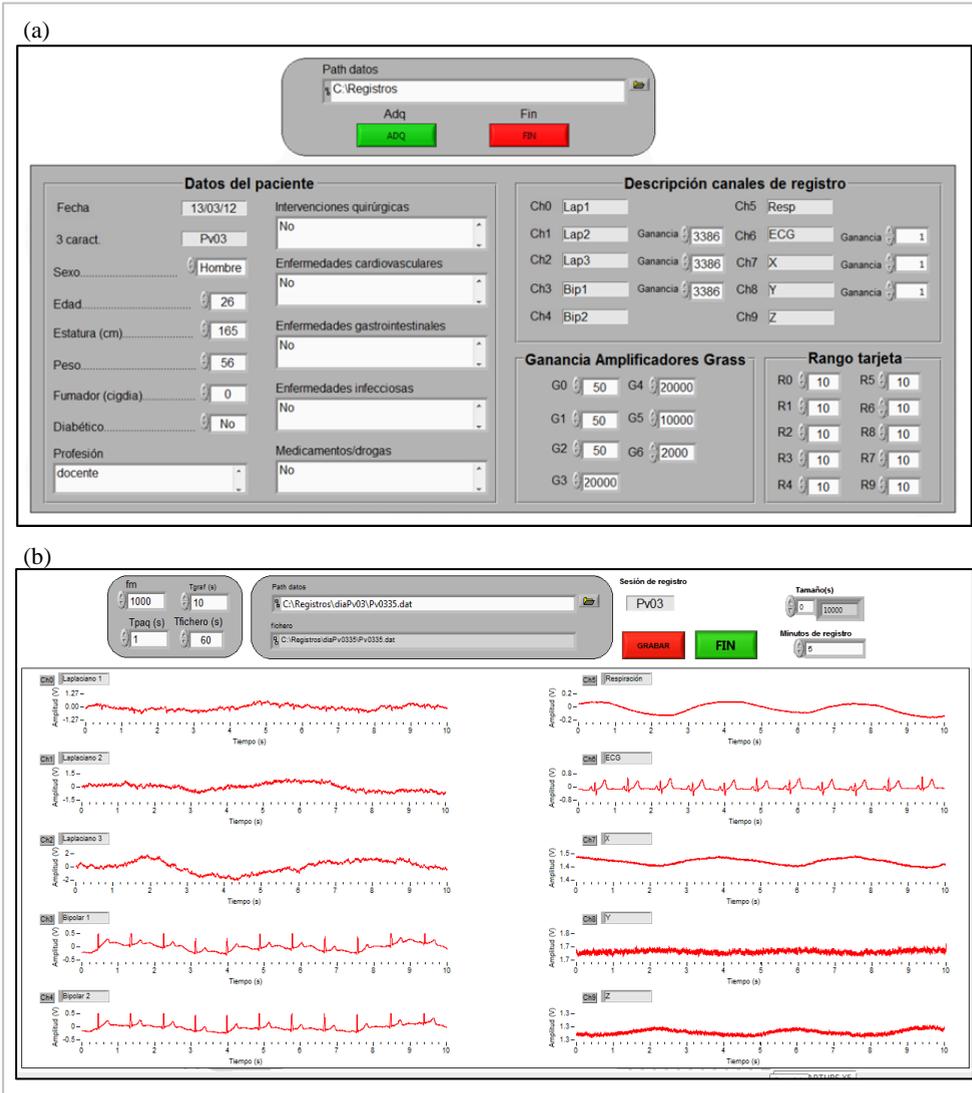


Figura 2-15. (a) Interfaz gráfica de adquisición de datos. (b) Interfaz de monitoreo simultáneo de las bioseñales y de almacenamiento.

En la figura 2-16 se representa el esquema del sistema de registro completo, donde se puede ver el diagrama de bloques de las conexiones realizadas para poner a punto el sistema de almacenamiento digital de datos.

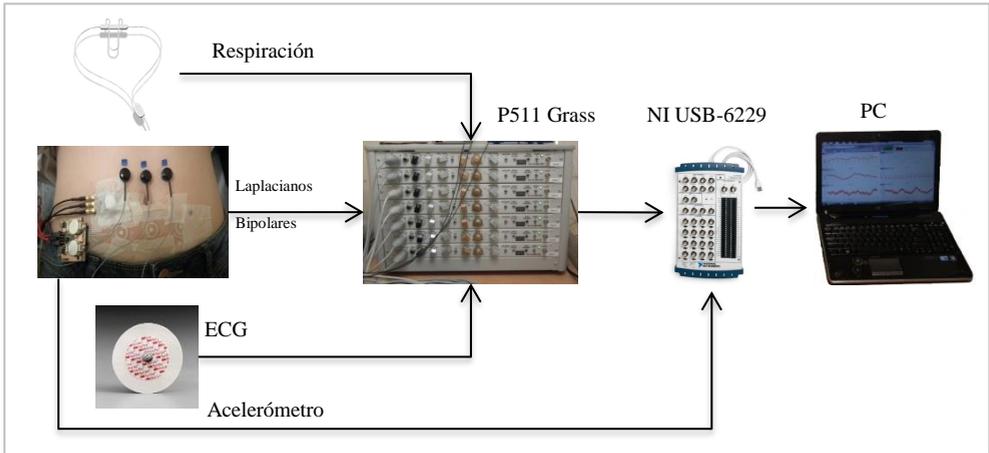


Figura 2-16. Esquema del sistema de registro, adquisición y almacenamiento.

2.3. Métodos

Seguidamente se describirán las técnicas empleadas y el protocolo de registro para la obtención del EEnG en superficie. Esto abarca desde la preparación del voluntario para el estudio, la colocación de los electrodos de registro de la señal mioeléctrica intestinal y de las posibles interferencias contenidas en el registro de EEnG como son el ECG, la respiración y movimientos.

2.3.1. Protocolo de registro

Antes del inicio de las sesiones, los voluntarios han sido informados sobre las intenciones del estudio (Anexo 2) y han rellenado un formulario para completar parámetros bioestadísticos básicos tales como peso, talla, sexo, intervenciones quirúrgicas relevantes para el estudio, medicamentos que toma habitualmente y si sufre de algún trastorno gastrointestinal, cardiovascular o infeccioso.

Para reducir los efectos de la interferencia de red en las señales captadas, los registros se realizaron dentro de una jaula de Faraday. Concretamente los registros se realizaron con el voluntario en posición decúbito supino sobre una camilla inclinada 30° respecto de la horizontal.

El protocolo comienza con la preparación de la piel (para reducir su impedancia) en las zonas donde se van a ubicar los electrodos monopolares, el sensor laplaciano activo y los electrodos de ECG. Estas zonas son: la región abdominal, las del primer espacio intercostal con la línea clavicular media derecha e izquierda y la región del tobillo derecho, como se muestra en la figura 2-17. Para tal efecto, se procedió a la exfoliación y abrasión (si es necesario) mediante la utilización de *pads* abrasivos y luego a limpiar las zonas con alcohol al 96%. En los voluntarios varones con vellos en las zonas citadas anteriormente, fue necesaria la rasuración. Respecto a este aspecto, los voluntarios

varones ya eran informados con antelación de la necesidad del rasurado, no obstante, si se diera la necesidad de volver a rasurarse se procedía a la rasuración *in situ*.

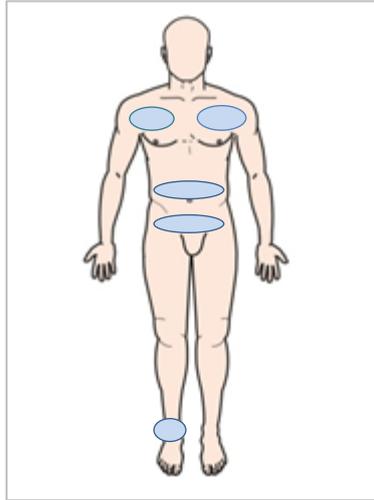


Figura 2-17. Zonas de registro y preparación de la piel.

Tras la preparación de la piel, se inicia la colocación de los distintos electrodos y sensores para la captación de las señales bioeléctricas. En primer lugar, se procedió a colocar la matriz de electrodos laplacianos. Concretamente se utilizó una matriz de tres electrodos laplacianos activos flexibles enumerados del 1 al 3 como muestra la figura 2-18a. El electrodo 2 de la matriz se hizo coincidir con la línea media vertical del abdomen, 2,5 cm por debajo del ombligo, colocándose la matriz en disposición horizontal. Estos electrodos activos se situaron directamente sobre la piel preparada, sin necesidad de aplicarles el gel electrolítico y fueron fijados al abdomen mediante esparadrapos.

Para el registro de las señales bipolares, se optó por la utilización de 3 electrodos monopolares de Ag/AgCl, de 8 mm de diámetro de registro y 12 mm de diámetro externo. Los electrodos se enumeraron del 4 al 6. El electrodo 5 se ubicó 2,5 cm por encima del ombligo, el 4 y el 6 puestos a 2,5 cm a la derecha e izquierda del electrodo 5 en la misma línea horizontal, como muestra la figura 2-18b. Al tratarse de electrodos tipo flotante, se ha utilizado el gel electrolítico como interfaz entre electrodo-piel. Asimismo, se utilizaron las arandelas adhesivas para fijar los electrodos a la piel que se adhieren a los mismos antes de llenarlos con el gel electrolítico.

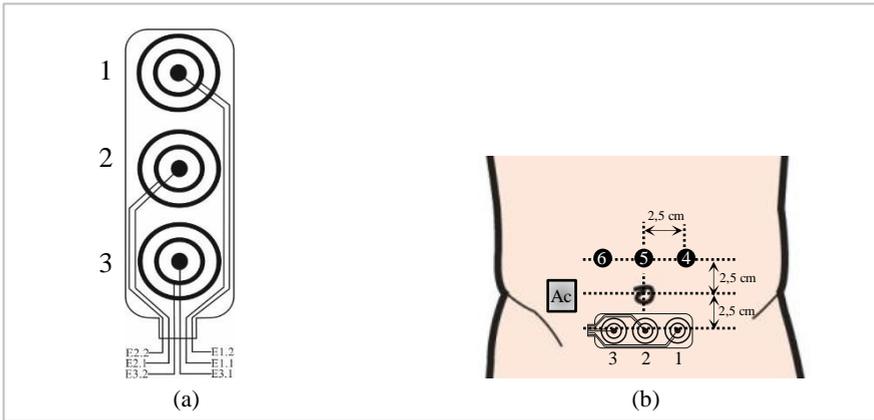


Figura 2-18. (a) Esquema de configuración de electrodos laplacianos. El disco central y el anillo externo de cada electrodo están cortocircuitados (b) Ubicación de electrodos monopolares, laplacianos y acelerómetro.

Una vez colocados los electrodos de la zona abdominal se sitúan los electrodos del ECG y el sensor de flujo de respiración. Para registro del ECG, se colocan los electrodos adhesivos desechables de botón correspondientes a ML-Derivación-I en la zona preparada anteriormente; el primer espacio intercostal con la línea claviclar media derecha e izquierda para los electrodos positivos y negativos respectivamente y se sitúa al tercer electrodo en el tobillo, el cual será la tensión de referencia de los amplificadores P511. Para el registro de la respiración se le coloca al voluntario del registro, con especial cuidado, el sensor de flujo de respiración debajo de las fosas nasales de manera que los cables queden sujetos por detrás de las orejas y comprobando que se encuentre correctamente conectado al correspondiente amplificador.

Para la detección de los movimientos en zona de abdominal que puedan interferir en la captación del EEnG, se utiliza un acelerómetro triaxial que se ubica en la misma línea horizontal del ombligo, a 2,5 cm a la izquierda del mismo y entre la matriz de electrodos laplacianos y el electrodo monopolar 6. Su adherencia se realiza mediante cintas de esparadrapo.

En la figura 2-19 se puede observar el sistema completo de los electrodos puestos sobre un voluntario.

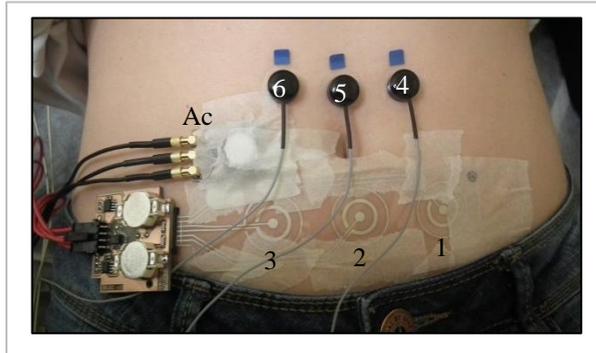


Figura 2-19. Colocación de los electrodos sobre el abdomen: 1-Laplaciano 1, 2-Laplaciano 2, 3-Laplaciano 3, 4-Electrodo monopolar 4, 5-Electrodo monopolar 5, 6-Electrodo monopolar 6, Ac-Acelerómetro.

Una vez conectados todos los electrodos a los amplificadores, que será detallado a continuación, completados los datos del voluntario y verificada la correcta captación de las señales a registrar dejando un tiempo de 5 minutos de estabilización de la señal, se inició la grabación de 180 minutos de registro.

2.3.2. Configuración y conexiones del hardware de medida

Antes de cada sesión de registro, fue necesario conectar los electrodos a los amplificadores para comprobar que las tensiones de referencia de las señales a detectar coincidan en cero voltios ajustando la tensión de línea de base cuando sea necesario. Por cada sesión de registro se utilizaban pilas nuevas, tanto para el circuito de pre-amplificación de los laplacianos como para el acelerómetro, y se verificaba que realmente poseían la tensión nominal de 3 V antes de ser colocados en el amplificador de los electrodos laplacianos y el acelerómetro. De no ser así se procedió a cambiarlos. Por otro lado, se comprueba que las ganancias y los cortes de frecuencias de cada filtro ajustados en el amplificador P511 sean las que se detallan en la tabla 2-2.

Tabla 2-2. Ganancia y frecuencia de corte de los amplificadores P511.

Señal	Ganancia	Frecuencia corte inferior	Frecuencia corte superior
Respiración	20 V/mV	0,1 Hz	100 Hz
ECG	5 V/mV	0,01 Hz	30 Hz
EEnG bipolar	10 V/mV	0,1 Hz	100 Hz
EEnG laplaciano	50 V/V	0,1 Hz	100 Hz

Con un nivel de tensión de alimentación de 3 V para el acelerómetro, éste posee una ganancia de 300 mV/g, de modo que la conexión se da directamente a la tarjeta de adquisición NI USB-6229 como se detalla en la tabla 2-3.

Las señales de salida correspondientes a los tres electrodos (Lp1, Lp2 y Lp3) se conectan a la entrada G1 del amplificador P511 y la señal GND al cortocircuito entre G2 y Com, como se especifica en la tabla 2-3. A su vez, la salida de cada amplificador P511 se

conecta mediante cable coaxial a las entradas analógicas (AI) de las tarjetas NI-USB-6229.

Para obtener la señal bipolar del EEnG de superficie, se utiliza el electrodo monopolar 5 como referencia, de modo que dicho electrodo está conectado tanto en el amplificador 4 como en el 5, como se detalla en la tabla 2-3.

Tabla 2-3. Conexiones de los electrodos a los amplificadores P511 y con las tarjetas NI USB-6229.

Canal	Terminal del Electrodo	Amplificador P511		NI USB - 6229
		Entrada	Amplificador	
Canal 0	Lp1	G1	Amp 1	AI 0
Laplaciano 1	GND	G2, Com		
Canal 1	Lp2	G1	Amp 2	AI 1
Laplaciano 2	GND	G2, Com		
Canal 2	Lp3	G1	Amp 3	AI 2
Laplaciano 3	GND	G2, Com		
Canal 3	Monopolar 4	G1	Amp 4	AI 3
Bipolar 1	Monopolar 5	G2, Com	Amp 4	
Canal 4	Monopolar 5	G2, Com	Amp 5	AI 4
Bipolar 2	Monopolar 6	G1	Amp 5	
Canal 5	Resp +	G2	Amp 6	AI 5
Respiración	Resp -	G1		
Canal 6	RA	G2	Amp 7	AI 6
ECG	LA	G1		
	LL	Com		
Canal 7	Ac. X	-		AI 7
Acelerómetro X				
Canal 8	Ac. Y	-		AI 16
Acelerómetro Y				
Canal 9	Ac. Z	-		AI 17
Acelerómetro Z				

Para realizar la medida de la impedancia electrodo piel de cada uno de los electrodos se utilizó el medidor de impedancia Prep-Check EIM105. En la tabla 2-4, se puede ver que los terminales de referencia del Prep-Check EIM105, señalados con positivo (+) y negativo (-), se conectan a los electrodos RA y LA del ECG respectivamente. El terminal “C” se conecta al electrodo cuya impedancia se desea medir. Si la impedancia proporcionada por el medidor resultaba menor a 10 K Ω se tomaba como buena, caso contrario era necesario una mejor limpieza/abrasión de la zona de registro.

Tabla 2-4. Conexiones para la medición de impedancia.

Electrodo	Terminal Prep-Check EIM105		
	“+”	C	“-”
Laplaciano 1	RA	E1.1	LA
	RA	E1.2	LA
Laplaciano 2	RA	E2.1	LA
	RA	E2.2	LA
Laplaciano 3	RA	E3.1	LA
	RA	E3.2	LA
Monopolar 4	RA	4	LA
Monopolar 5	RA	5	LA
Monopolar 6	RA	6	LA
ECG	RA	LL	LA

2.3.3. Adquisición y almacenamiento de las señales registradas

Las señales provenientes de los electrodos laplacianos, monopolares, ECG y el sensor de respiración, son amplificadas simultáneamente mediante amplificadores modelo P511 de Grass® y digitalizadas mediante la tarjeta de adquisición NI USB-6229 de National Instruments que se conecta a un computador personal mediante conexión USB. La tarjeta de adquisición está conectada a los amplificadores P511 mediante cables coaxiales con conectores BNC.

Para lograr la visualización de todas las señales, su almacenamiento y la configuración de la tarjeta de adquisición se ha desarrollado una aplicación empleando el programa de diseño LabView 2010®, en el que además se desarrolló el cuestionario informatizado para almacenar los parámetros bioestadísticos básicos de cada voluntario.

En cuanto a la tarjeta de adquisición, fue configurada para un rango de tensión de salida de $\pm 10V$ para todos los canales y una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Las salidas correspondientes a los movimientos captados por los diferentes ejes del acelerómetro, fueron conectadas directamente a la tarjeta de adquisición, teniendo en cuenta que poseen una ganancia de 300 mV/g y no se vio necesidad de instrumentarlo, ya que contaba con instrumentación integrada.

Cada voluntario posee un código identificador, y se almacena toda la información relativa a sus parámetros bioestadísticos en archivo formato texto, como así también toda la información del sistema de adquisición (ganancias y frecuencias de corte de cada uno de los canales de registro). Todas las señales son registradas con una resolución de 8 dígitos y almacenadas simultáneamente en un mismo archivo con formato .dat, para facilitar su posterior análisis y tratamiento en Matlab R2010a.

Los datos bioestadísticos del paciente, citados con anterioridad, son rellenados sobre la interfaz mostrada en la figura 2-15a del apartado 2.2.10 además de los datos correspondientes a los canales de registros, el rango de funcionamiento de la tarjeta y la ganancia de los canales que se manejan con el amplificador Grass. Esta misma interfaz permite entrelazar con la interfaz de adquisición una vez que se han cumplimentado

todos los datos. La interfaz de adquisición despliega la gráfica de los 10 canales, en instantáneas de 10 segundos monitorizadas en tiempo real. En la pantalla de la interfaz de adquisición se pueden configurar más datos relativos a la adquisición, como por ejemplo la frecuencia de muestreo, el tiempo de duración de cada archivo que contendría la información de los diez canales, la ventana de tiempo de visualización de las señales en monitoreo y por supuesto permite visualizar el tiempo de duración de la sesión de registro.

2.3.4. Tratamiento previo de la señal

Para poder realizar la identificación de la onda lenta del EEnG en los registros en superficie, se va a recurrir en primera instancia a las técnicas de análisis espectral que serán detalladas en el siguiente apartado. No obstante, para llegar a tal punto se realizará un pretratamiento de las señales. Como primer paso se eliminan los artefactos presentes en los registros, tras ello las señales son filtradas paso bajo con una frecuencia de cortes superior de 0,5 Hz y se diezman hasta obtener una frecuencia de muestreo equivalente de 4 Hz.

2.3.4.1. Eliminación de artefactos

La eliminación de artefactos consistió principalmente en desechar los tramos del registro en los que aparecían alteraciones en la señal debidas a movimientos ocasionados por el voluntario o a intervenciones realizadas por el operador durante el periodo de estudio. En este trabajo, se ha identificado los artefactos ateniendo fundamentalmente a cambios en las señales del acelerómetro y al efecto sobre los distintos canales de registro durante esos eventos. En la figura 2-20 se puede ver un ejemplo de artefacto registrado. Se ha considerado un posible artefacto de movimiento a aquella variación de tensión en el acelerómetro por $\pm 10\%$ de la tensión basal en dicho eje. El bloque de datos a eliminar se determina para cada canal analizando el sector marcado por un límite de 5 segundos antes y después de que haya ocurrido todo el artefacto. Se entiende que la señal vuelva a su estado libre de artefacto cuando se restablece a su valor basal y al rango de amplitud antes de la saturación respectiva. Ante la eliminación de tramos de señal registrada, esa discontinuidad ocasionada por el artefacto hace que los tramos sean tratados de modos independientes en el análisis espectral posterior. Hay que destacar que en casos donde la saturación sea prolongada, es decir, de una duración mayor a 30 segundos se desechaba todo el bloque de 60 segundos que lo contenía.

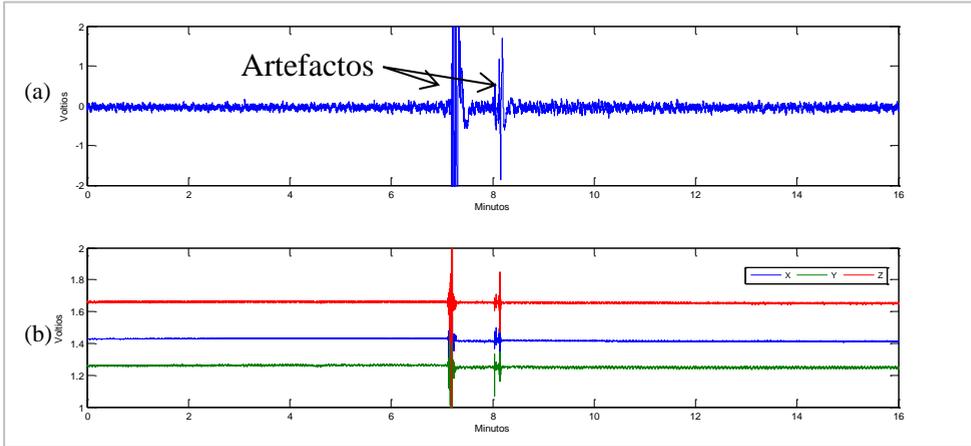


Figura 2-20. Ejemplo de artefactos de movimiento presentes en los registros de superficie abdominal. (a) Bloque de registro del laplaciano 1 con artefacto. (b) Registro simultáneo del acelerómetro marcando movimiento general en todos los ejes.

2.3.4.2. Filtro paso-bajo y diezmado de la señal

Con el objeto de identificar la onda lenta del EEnG en los registros de superficie abdominal, y teniendo en cuenta que su frecuencia de repetición se encuentra entre 0,12 Hz y 0,2 Hz (8 cpm a 12 cpm) [Chen et al. 1993a, Garcia-Casado et al. 2005, Martinez-de-Juan et al. 2000, Prats-Boluda et al. 2011] se ha diseñado un filtro paso-bajo de 0,5 Hz, de respuesta Butterworth de orden 5 cuya respuesta en frecuencia se puede ver en la figura 2-21. Las señales filtradas fueron las correspondientes a los registros laplacianos y bipolares del EEnG, así como a la respiración.

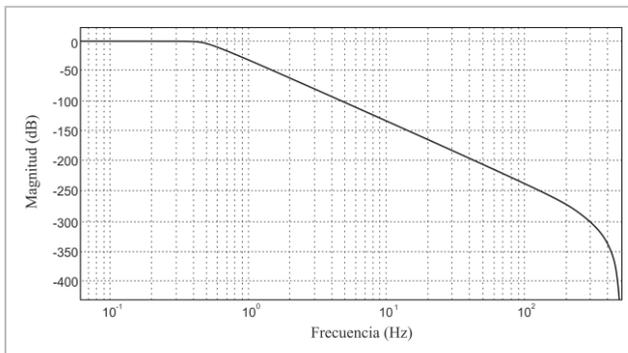


Figura 2-21. Respuesta en frecuencia del filtro paso-bajo ($f_c=0,5\text{Hz}$), butterworth orden 5.

Una vez concluida la eliminación de artefactos y el filtrado de las señales se procedió a un diezmado de la señal a tratar. Este diezmado consistió en la reducción de la frecuencia de muestreo de 1000 Hz a 4 Hz.

2.3.5. Análisis espectral

2.3.5.1. Estimador espectral

Para la identificación de la onda lenta del EEnG en los registros de superficie se aplicaron técnicas de análisis espectral. La densidad espectral de potencia (PSD) de una señal muestra que tanta es la energía en cada frecuencia que compone dicha señal [Albiol et al. 1999]. Para la localización de los picos en frecuencia de la señal y la determinación de la frecuencia dominante se aplicaron estimadores espectrales paramétricos, específicamente los autorregresivos (AR), puesto que son más apropiados que los estimadores no paramétricos para la identificación de la frecuencia pico de la onda lenta del EEnG en registro de EEnG de superficie en humanos [Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2011]. Concretamente se ha utilizado un modelo autorregresivo AR de orden 120 ejecutado sobre ventanas de análisis de 120 segundos de duración con un incremento de 15 segundos entre ventanas, hasta realizar el barrido de los 180 minutos como muestra el esquema de la figura 2-22.

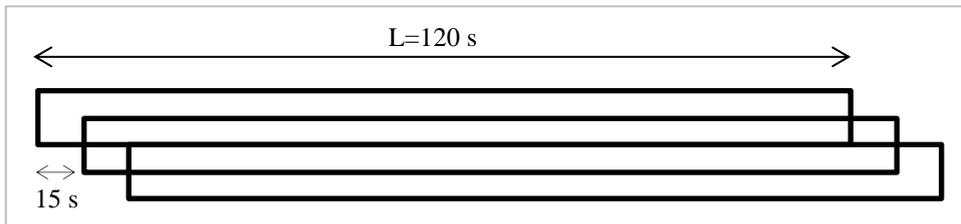


Figura 2-22. Análisis de la señal de EEnG mediante los modelos AR en ventana móvil de 120 s.

Respecto al orden del modelo AR, se fijó en un valor de 120 ya que se observó que variaciones del mismo entre 60 y 180 no provocaban cambios significativos en los resultados, siendo estos además acordes a sus interpretaciones fisiológicas. Con el estimador paramétrico son calculados los parámetros que hacen referencia a la frecuencia dominante de la señal (DF), que serán detallados más adelante.

Por otro lado, para la estimación de la energía de la señal en distintos anchos de banda, resulta más adecuado emplear estimadores no paramétricos como el periodograma [Cohen 1995]. Por ello para la obtención de los parámetros energéticos, ver próximo apartado, se empleó el periodograma modificado de Welch sobre ventanas de 120s de señal. Concretamente, se empleó ventana rectangular, y el promedio de 3 segmentos de $L=90\text{s}$. Con los estimadores no paramétricos son calculados los parámetros que hagan referencia a las ratios señal/interferencia que se describirán a continuación.

2.3.5.2. Parámetros característicos

Se han definido los siguientes parámetros para poder identificar de manera objetiva la presencia de la onda lenta en el EEnG, asimismo la de sus principales interferencias como son las de baja frecuencia, la respiración y el ECG. Uno de los parámetros calculados para identificar a la OL en el EEnG es la frecuencia dominante (DF) de la señal (frecuencia asociada al pico energético máximos de las PSD por encima de los 6

cpm). Teniendo en cuenta que la frecuencia de la OL puede presentar ligeras variaciones en cada uno de los puntos de registro, el ancho de banda considerado para esta componente fue entre 8 cpm y 12 cpm [Chen et al. 1993b, Fleckenstein y Oigaard 1978, García-Casado et al. 2005, Martínez-de-Juan et al. 2000]. Por otro lado, fueron consideradas interferencias de baja frecuencia, las debidas a oscilaciones de la línea basal que conllevan picos de energía por debajo de 8 cpm. Puesto que las señales son filtradas paso alto por encima de 0,1 Hz, el ancho de banda para la interferencia de baja frecuencia fue definida entre 6 cpm y 8 cpm. Para el caso de las interferencias respiratorias fue considerado un ancho de banda definido por $DF_{RESP\pm 1}$ cpm, siendo DF_{RESP} la frecuencia dominante correspondiente a la señal de respiración

Teniendo en cuenta los anchos de banda definidos, se establecieron los siguientes parámetros:

- **%DF_{FTOL}**: definido como la ratio entre el número de ventanas en el que la frecuencia dominante (DF) de la señal se encuentra dentro del ancho de banda definido para la onda lenta (8 cpm a 12 cpm) y el número total de ventanas analizadas. Este parámetro está directamente asociado con la captación de la actividad de la OL intestinal en el registro EEnG.
- **%DF_{BF}**: definido como la ratio entre el número de ventanas en que la frecuencia dominante de la señal se encuentra dentro del ancho de banda asociado a la baja frecuencia (6 cpm a 8 cpm) y el número total de ventanas analizadas.
- **%DF_{RESP}**: definido como la ratio entre el número de ventanas en que la frecuencia dominante de la señal se encuentra en el ancho de banda de la respiración ($DF_{RESP\pm 1}$ cpm) y el número total de ventanas analizadas.
- **%DF_{OTROS}**: definido como la ratio entre el resto de los casos y el número total de ventanas analizadas. En este parámetro se engloba aquellas ventanas cuya frecuencia dominante de la señal se encuentra fuera del rango de frecuencia esperada de la actividad OL (8-12 cpm) y fuera del rango de baja frecuencia (6-8 cpm), además tampoco coincide con la frecuencia respiratoria. Idealmente este parámetro debería ser el 0%.
- **%DF_{OL}**: definido como la ratio entre el número de ventanas en que la frecuencia dominante de la señal, después de haber descartado los picos de frecuencias asociados a baja frecuencia y/o interferencia respiratoria, se encuentre dentro

del rango asociado a la onda lenta (8 cpm a 12 cpm), y el número total de ventanas analizadas. En el caso ideal este parámetro debería ser el 100%.

- **DF_{OL}**: es la frecuencia dominante de los casos correspondientes a %DF_{OL}.
- **S/I_{BF}**: definido como la ratio entre la potencia de la señal en el rango de la onda lenta y la potencia de la señal en el rango de baja frecuencia. Esto fue calculado partiendo de los periodogramas de las señales, según la siguiente ecuación:

$$S/I_{BF} (dB) = 10 \cdot \log \left(\frac{Power_{EEnG} |_{8\text{ cpm}}^{12\text{ cpm}}}{Power_{EEnG} |_{6\text{ cpm}}^{8\text{ cpm}}} \right) \quad (2-1)$$

- **S/I_{RESP}**: definido como la ratio entre la potencia de la señal en el rango de la onda lenta y la potencia en el ancho de banda de la respiración. Este parámetro fue calculado de manera similar al anterior, utilizando los periodogramas de las señales según la siguiente ecuación:

$$S/I_{Resp} (dB) = 10 \cdot \log \left(\frac{Power_{EEnG} |_{8\text{ cpm}}^{12\text{ cpm}}}{Power_{EEnG} |_{DF_{Resp}-1\text{ cpm}}^{DF_{Resp}+1\text{ cpm}}} \right) \quad (2-2)$$

- **S/I_{ECG}**: define como la ratio entre la diferencia de la potencia total de la señal ($Power_{EEnG}$) y de la interferencia estimada del ECG en superficie ($Power_{IECG}$), con la potencia de la interferencia estimada del ECG, como se puede ver en la ecuación (2-3). A diferencia de los parámetros anteriores, la potencia de la señal se computa en el dominio temporal. Este parámetro fue calculado utilizando ventanas de 120 segundos para cada señal.

$$S/I_{ECG} (dB) = 10 \cdot \log \left(\frac{Power_{EEnG} - Power_{IECG}}{Power_{IECG}} \right) \quad (2-3)$$

El método para calcular la interferencia estimada del ECG en superficie se basó en el promediado de las señales de EEnG de superficie sincronizadas con el pico R del ECG. [Garcia-Casado et al. 2006]. En la detección de la onda R del ECG se ha empleado el algoritmo propuesto por Pan y Tompkins [Pan y Tompkins 1985] con modificaciones introducidas por Hamilton y Tompkins [Hamilton y Tompkins 1986]. Una vez detectada la onda R se toma una ventana que se extiende desde 200 ms antes de la onda R y finaliza 350 ms y que contiene la interferencia cardíaca. Cada latido detectado se promedia con los latidos detectados con anterioridad obteniéndose de ese modo el estimado de la interferencia cardíaca. Concretamente para este caso se han promediado 90 ventanas de señal sincronizadas con la onda R del ECG [Garcia-Casado et al. 2006, Prats-Boluda et al. 2011, Ye et al. 2007].

- **%ER**, definida como el porcentaje de ventanas de análisis de la sesión cuya frecuencia dominante se encuentra dentro del rango correspondiente al MDF ± 2 cpm (MDF, valor promedio de la frecuencia dominante de la señal analizada) [Hou et al. 2005].
- **VM**, definida como el promedio de la diferencia de la frecuencia dominante entre ventanas consecutivas en el rango de 8 a 12 cpm, donde “ R_i ” es la frecuencia dominante de la señal de EEnG, “ N ” el número de ventanas

$$VM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |R_{i+1} - R_i| \quad (2-4)$$

Para determinar la existencia de diferencias significativas de los parámetros que estiman la relación S/I y de los que estiman las frecuencias dominantes para los canales bipolares y laplacianos, se han llevado a cabo un análisis estadístico. Como primer paso se realizaron pruebas de normalidad de los parámetros mediante el test de Kolmogorov-Smirnov, se realizaron test de homocedasticidad mediante las pruebas de Barlett para ver si cumplían los requisitos necesarios para aplicar un análisis de comparación de medias de grupos, ANOVA ($p < 0.05$). Este test parte de la comprobación de una hipótesis nula de que no existen diferencias significativas entre las medias de más de dos grupos, en contraste con la hipótesis alternativa de sí presentan diferencias significativas. Dado el caso que no cumplan con los requisitos de normalidad y homocedasticidad, se realizaron pruebas no paramétricas mediante comparación de medianas, específicamente el test Kruskal-Wallis ($p < 0.05$) cuya hipótesis nula afirma que las medianas grupales son iguales y se utiliza como hipótesis alternativa que las medianas son distintas y por lo tanto existe diferencia significativa entre los grupos analizados.

2.4. Resultados

2.4.1. Registros del EEnG en superficie

2.4.1.1. Evolución temporal

Como se comentó en métodos (apartado 2.3), se realizaron registros simultáneos del EEnG empleando una matriz flexible de tres electrodos anulares activos en configuración laplaciana (TCB, electrodos tripolares en configuración bipolar uniendo el disco central y el anillo externo de cada uno) y electrodos monopolares de disco. Además, también se registraron las principales fuentes de interferencias sobre el EEnG como la respiración, el electrocardiograma y los artefactos de movimiento (aceleraciones en 3 ejes).

En las figuras 2-23, 2-24 y 2-25 se muestran ventanas de 60 s de los diez canales de registros simultáneos para distintos pacientes. Las trazas superiores se corresponden con

los registros de los electrodos laplacianos activos (Lp_1 , Lp_2 , Lp_3), y seguidamente los bipolares (Bp_1 , Bp_2), la respiración, el ECG (registrado en ML-Derivación-I) y por último las aceleraciones en los tres ejes (X, Y, Z) en los alrededores de la zona de registro. A continuación, se describen las amplitudes pico encontradas en los registros sin tratamiento previo de la señal.

La **amplitud** de las señales captadas por los electrodos laplacianos varía considerablemente entre individuos como se pueden ver en las figuras 2-23, 2-24 y 2-25, el rango de amplitudes se observó entre $5 \mu V$ hasta los $15 \mu V$ para algunos casos, por ejemplo, los tres laplacianos de la figura 2-23 presentaban una amplitud de $10 \mu V$, mientras que los laplacianos de la figura 2-24 mostraron amplitudes muy bajas de inclusive $5 \mu V$. También pueden presentar amplitudes distintas entre los diferentes canales de registro de los laplacianos de un mismo individuo como muestra la figura 2-24 y 2-25.

El análisis de las señales registradas en superficie indica que, para un mismo voluntario, la amplitud de las señales captadas por los electrodos laplacianos activos es más débil que la correspondiente a los registros bipolares. Concretamente, para el total de registros analizados, la amplitud media del potencial bioeléctrico captado por los electrodos laplacianos ha sido de $13,89 \pm 8,53 \mu V$ de $11,53 \pm 8,82 \mu V$ y de $11,32 \pm 5,71 \mu V$ para el sensor en la posición 1 (Lp_1), posición 2 (Lp_2) y posición 3 (Lp_3) respectivamente.

En cuanto a los registros bipolares convencionales, el rango de valores se pudo encontrar entre $50 \mu V$ y $70 \mu V$; específicamente el valor medio de la amplitud ha sido de $69,30 \pm 28,48 \mu V$ para el bipolar 1 (Bp_1) y $65,92 \pm 27,22 \mu V$ para el bipolar 2 (Bp_2). De estos valores se deduce que las señales bipolares presentan una amplitud mayor que los potenciales bioeléctricos captados mediante electrodos TCBs. Este hecho se puede observar también en las figuras 2-23, 2-24 y 2-25. De todos modos, debe destacarse que la amplitud de los registros bipolares viene condicionada en gran parte por la elevada presencia de **interferencia de ECG**, como se puede observar en las figuras mencionadas con anterioridad.

Sin embargo, los registros laplacianos resultaron ser más inmunes a las interferencias de ECG, tan sólo es posible intuir la presencia de una leve interferencia cardiaca en la posición 1 (Lp_1) de la figura 2-25. Ya se comentó este efecto como posible ventaja que se podría derivar del empleo de esta técnica de registro. Más adelante se detallará el estudio de esta interferencia en el apartado 2.4.1.3.

Por otro lado, en todas las figuras mostradas, se observa que las señales captadas por los electrodos laplacianos presentaban una leve **oscilación de baja frecuencia**. Si bien esto también puede observarse en las señales correspondientes a los registros bipolares, los registros laplacianos parecen ser más susceptibles a este tipo de interferencias, que serán estudiadas con mayor detalle en el apartado 2.4.2.2.

Respecto a la presencia de la **interferencia respiratoria**, de forma similar a lo ocurrido con las interferencias de baja frecuencia y ECG, varían en función del sujeto. Por

ejemplo en la figura 2-23 no se aprecia fácilmente la interferencia respiratoria en los registros bipolares, sin embargo en el canal Bp₁ de la figura 2-25 se puede observar que la respiración afecta en gran medida a los registros bipolares, mientras que los registros laplacianos parecen verse menos afectados por este tipo de interferencia, siendo el laplaciano 1 el que mayor interferencia respiratoria presenta. Hay que destacar que la presencia de esta interferencia no es continua, sino variable y aleatoria en el tiempo. Posteriormente, se profundizará en el efecto de esta interferencia sobre los registros de EEnG en el apartado 2.4.2.2.

Todas las interferencias descritas anteriormente dificultan la identificación visual de la actividad de origen intestinal en los registros de superficie abdominal. No obstante, un análisis espectral facilitaría la discriminación y cuantificación de estas interferencias, así como la detección de componentes intestinales como la OL, esto se realizará en el apartado 2.4.2.1.

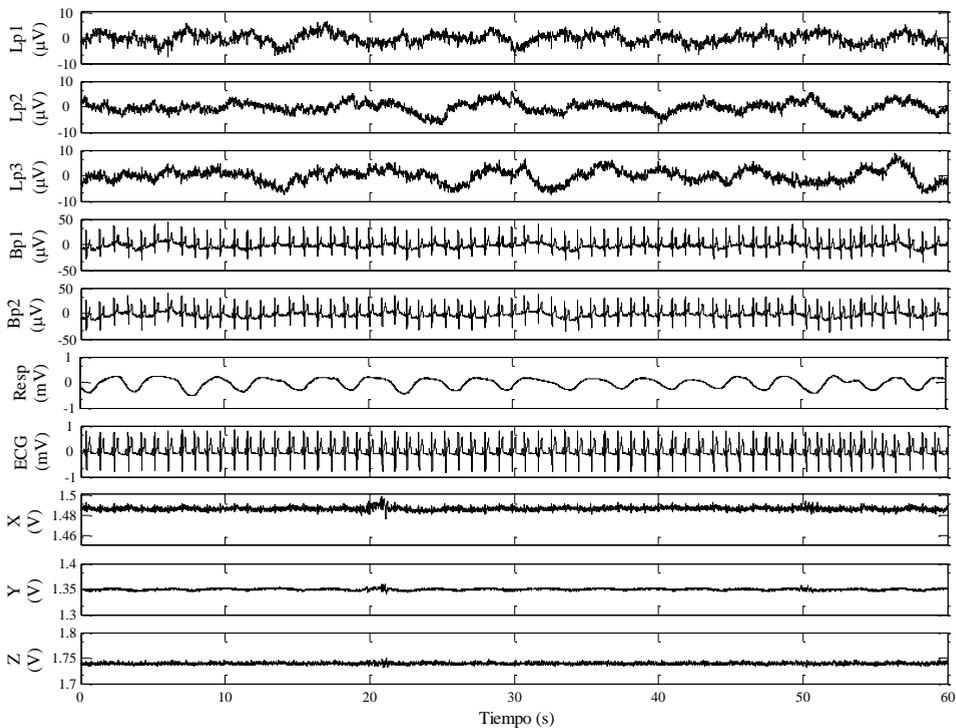


Figura 2-23. Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: registros laplacianos (Lp1, Lp2, Lp3), registros bipolares (Bp1 y Bp2), la respiración (RESP), ECG en ML-Derivación-I y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 14³

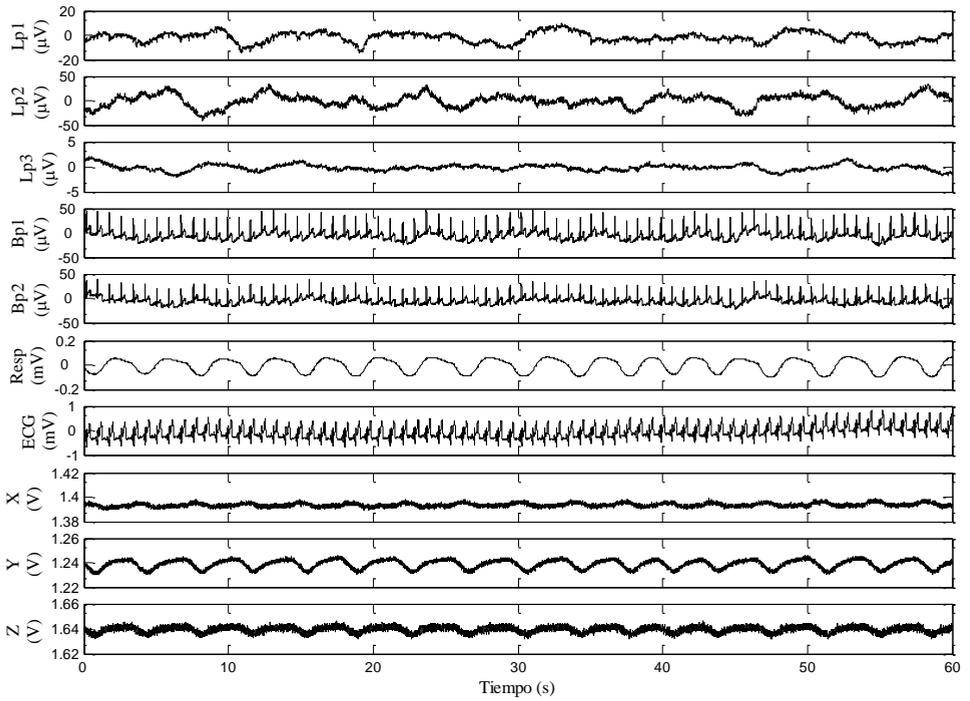


Figura 2-24. Sesenta segundos de registro simultáneo, correspondientes a: registros laplacianos (Lp₁, Lp₂, Lp₃), registros bipolares (Bp₁ y Bp₂), la respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 1♀.

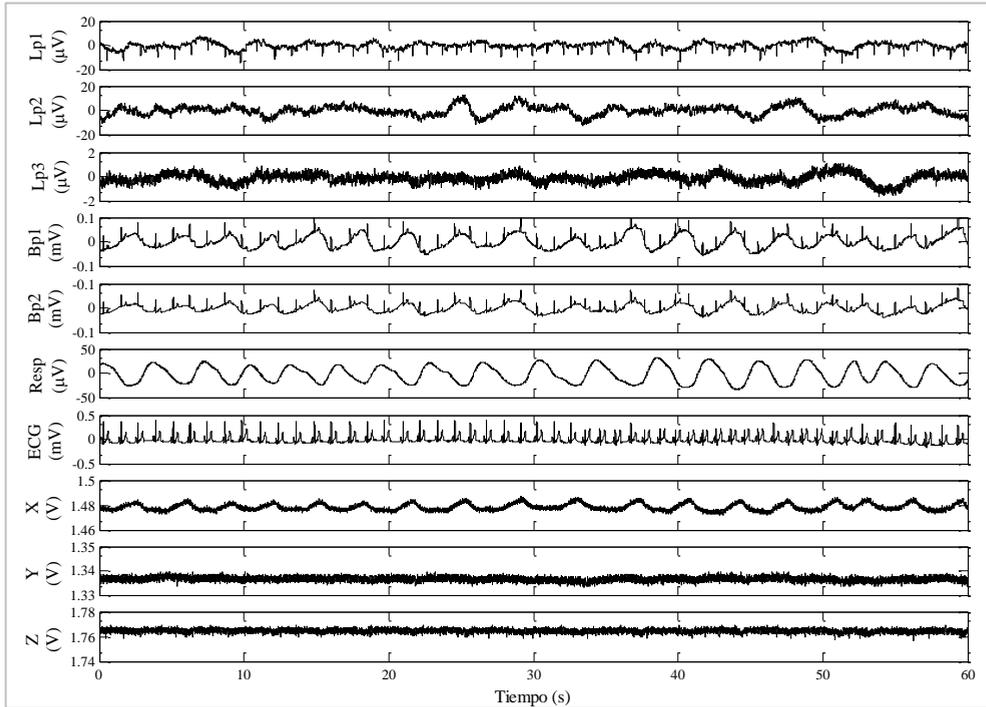


Figura 2-25. Sesenta segundos de registro simultáneo, correspondientes a: registros laplacianos (Lp₁, Lp₂, Lp₃), registros bipolares (Bp₁ y Bp₂), la respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales captas por el acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 6₂.

2.4.1.2. Presencia de artefactos de movimiento

Los artefactos de movimiento durante una sesión de 180 minutos son prácticamente inevitables, por más que el voluntario se encuentre en una posición cómoda siempre habrá pequeños movimientos como por ejemplo los ocasionados por cambios de postura, un simple suspiro o algún estornudo. Por lo general estos tipos de artefactos con movimientos bruscos en zona abdominal son fáciles de detectar ya que ocasionan saturaciones de los amplificadores (P511 y el preamplificador de los laplacianos) y se puede determinar las zonas que ocurrieron este tipo de artefactos.

En la figura 2-26 se muestra un registro de 180 minutos y un tramo de 60 segundos donde ocurre la saturación del amplificador. En algunas ocasiones los artefactos de movimiento no ocasionan saturaciones de los amplificadores, sino que provocan oscilaciones anormales en la amplitud de la señal. Estas oscilaciones fueron identificadas empleando las señales de aceleración en los 3 ejes. Es necesaria la eliminación de estos datos para el posterior análisis. Como se mencionó en el apartado 2.3.4.1, para este tipo de artefactos se analiza el bloque en alrededores de 5 segundos al artefacto para cada canal de forma independiente.

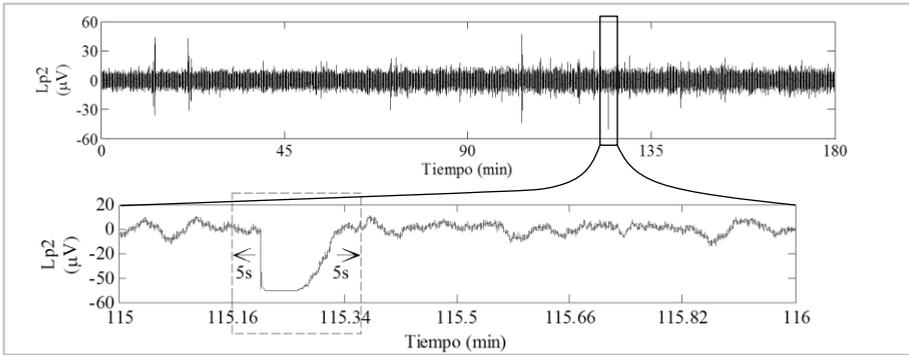


Figura 2-26. Eliminación de artefactos de movimiento que ocasionan saturaciones de la señal. La gráfica superior corresponde todo el registro del canal laplaciano 2 y la gráfica inferior es una tramo de 60 segundos del mismo canal donde se encuentra la saturación del amplificador. Sesión 3♀.

Una vez realizado lo correspondiente a la eliminación de artefactos hubo una disminución en la cantidad de datos a ser procesados. En la tabla 2-5 se puede ver el porcentaje de pérdida de datos por canal y por sesión, donde cada valor corresponde a la fracción de tiempo eliminado de los 180 minutos de registro.

Tabla 2-5. Tabla de pérdida de datos. Porcentaje de datos perdidos para cada canal y sesión para sesiones de 180 minutos.

Sesión	Laplaciano 1 (%)	Laplaciano 2 (%)	Laplaciano 3 (%)	Bipolar 1 (%)	Bipolar 2 (%)	Respiración (%)	ECG (%)
1	7,36	7,36	11,35	1,39	1,85	7,12	1,08
2	0,92	2,77	2,44	0,12	0,12	4,12	1,86
3	0,89	0,88	0,69	0,26	0,26	1,40	0,12
4	1,87	7,60	5,70	0,76	0,76	3,14	0,12
5	5,83	1,18	1,73	0,44	0,52	5,36	0,14
6	1,35	0,09	11,62	0,33	0,33	13,12	4,63
7	0,79	0,15	0,74	0,21	0,20	3,12	0,74
8	1,06	0,58	1,87	1,11	1,11	3,32	0,29
9	0,30	1,03	0,94	0,11	0,12	1,18	0,42
10	7,98	3,26	1,57	1,38	1,92	3,12	0,19
11	2,29	1,51	1,13	0,78	0,82	3,10	0,11
12	2,56	4,53	1,89	1,23	1,55	1,25	0,74
13	3,68	10,56	2,41	6,33	6,33	1,20	0,90
14	1,09	1,16	0,75	0,52	0,52	0,67	0,09
15	2,34	1,63	1,16	0,84	0,84	0,52	1,20
16	1,85	7,62	5,06	1,37	1,32	0,62	0,37
Total	2,64±2,38	3,25±3,28	3,19±3,54	1,07±1,48	1,16±1,5	3,27±3,21	0,81±1,14

En general, la pérdida de datos por artefactos para una sesión de 180 minutos es del orden del 3%, pero con una desviación típica del mismo orden que refleja una alta variabilidad, de orden de magnitud similar a la media. Esta variabilidad se produce tanto entre sesiones de registro, siendo la sesión 1 una de las más artefactadas con valores que alcanzan el 11,35%; como entre distintos canales y tecnologías de registro de un mismo sujeto. Es de destacar que a nivel general no se han encontrado diferencias significativas de la

pérdida de datos entre los laplacianos (Kruskall-Wallis, $p < 0,05$), por más que en algunas sesiones concretas (1, 6 y 13) la diferencia se elevada. Tampoco se han encontrado diferencias significativas en las pérdidas de datos entre los bipolares. No obstante, si hay diferencia significativa entre los bipolares y laplacianos. Esto también puede deberse a la característica propia del material del sensor laplaciano, ya que como está hecho de sustrato flexible que **trabaja en seco** y por más que se adapte mejor a la superficie de la piel, aun así, es susceptible al movimiento. Es de destacar también que, al no utilizar gel, la impedancia de la interface electrodo piel suele ser mucho mayor, dejándolo más susceptible al ruido. Esto se puede contrastar bien comparándolo con los embebidos en gel empleados para los registros bipolares y de ECG, en ellos, la pérdida de datos es del orden del 1%.

La pérdida de datos en los canales de respiración resultó ser similar al de los laplacianos 3,27% a nivel general, y se dieron principalmente durante las primeras sesiones de registro y eran ocasionadas en su mayoría por la pérdida del posicionamiento del sensor generando lecturas erróneas, de manera que en las siguientes sesiones este problema fue solucionado fijándolo detrás de las orejas o sujetándolos con cintas esparadrapo.

En lo que respecta a la pérdida de datos de ECG, como se ha comentado esta fue inferior al 1%, es significativamente menor a los laplacianos, pero no así a los bipolares. Esto se debe a que la señal adquirida era ML-Derivación-I, estando los electrodos situados a nivel del tórax y los electrodos empleados eran desechables autoadhesivos que poseían un gel para facilitar el contacto con la piel, dando lugar a registros más inmunes a movimientos como pequeños giros, tos, etc.

2.4.1.3. Presencia de interferencia cardíaca

Como se comentaba anteriormente, unas de las interferencias fisiológicas que afectan al registro de la señal electroenterográfica en superficie es la actividad cardíaca. Con el objeto de cuantificar la interferencia cardíaca presente en los canales registrados, se ha empleado un estimador adaptativo de la interferencia cardíaca donde se estima la forma de onda del ECG presente en cada canal registrado (ver apartado 2.3.5.2). A modo de ejemplo de la presencia de ECG en cada uno de los canales y del método de cuantificarlos, se muestran en las figura 2-27 y 2-29 la representación de los canales laplacianos y bipolares de 10s de señal de la sesión 3 de registro respectivamente.

Por simple inspección visual se aprecia en dicha figura la presencia de interferencia cardíaca en los canales bipolares (Bp_1 y Bp_2). La amplitud de dicha interferencia estimada en el canal Bp_1 es de aproximadamente $58,45 \pm 10,2 \mu V_{pp}$ y para el Bp_2 es de $66,20 \pm 8,16 \mu V_{pp}$, mientras que en los laplacianos esta interferencia es casi imperceptible a simple vista, aunque en el laplaciano 1 es posible observar los picos R del complejo QRS. Además, el promedio de la amplitud de la interferencia cardíaca estimada en dichos laplacianos fue de $9 \pm 1,24 \mu V_{pp}$ para el laplaciano 1, $10,55 \pm 0,23 \mu V_{pp}$ para el laplaciano 2 y $10,77 \pm 0,47 \mu V_{pp}$ para el laplaciano 3.

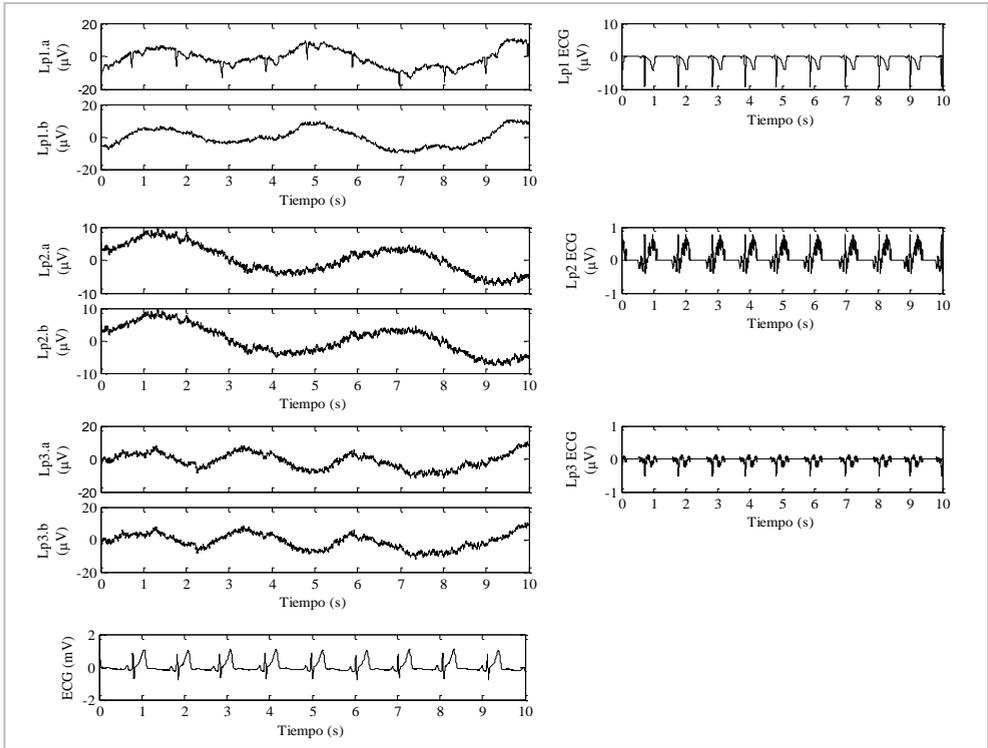


Figura 2-27. Diez segundos de registros laplacianos de la sesión 3. Las gráficas de la izquierda corresponden a las señales originales de los laplacianos (Lp1.a, Lp2.a, Lp3.a); seguidas de las señales tras sustraer la interferencia de ECG estimada para: laplacianos (Lp1.b, Lp2.b, Lp3.b); por último la señal de ECG. La señales de la derecha corresponden al ECG estimado para cada de cada canal.

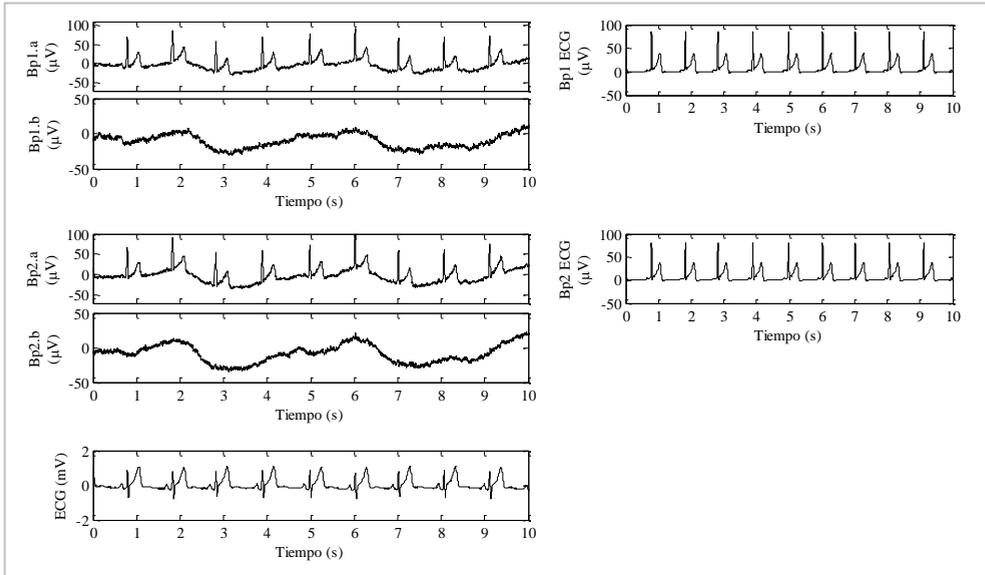


Figura 2-28. Diez segundos de registros bipolares de la sesión 3. Las gráficas de la izquierda corresponden a la señales originales de los bipolares (Bp1.a, Bp2.a); seguidas de las señales tras sustraer la interferencia de ECG estimada en los bipolares (Bp1.b, Bp2.b); por último la señal de ECG. La señales de la derecha corresponden al ECG estimado para cada de cada canal.

Para poder cuantificar la interferencia cardíaca en los registros, es necesario conocer la relación del contenido energético de la señal objeto de estudio con la señal de interferencia y así tener una estimación de la ratio señal/interferencia (ver apartado 2.3.5.2). En la tabla 2-6 se dan detalles de los valores del ratio señal-interferencia calculados en ventanas de análisis de 120 segundos de duración. A nivel general se observa que los laplacianos presentan ratios significativamente mayores en comparación con los bipolares (ANOVA $p < 0,05$), con ratios incluso negativos. También se encuentra que existe gran variabilidad en estas ratios (desde $-0,48$ dB hasta $31,56$ dB).

Entre los electrodos laplacianos, el laplaciano 3 es el que presentó menor interferencia cardíaca con un S/I de $23,38 \pm 5,93$ dB, el laplaciano 2 tuvo una S/I de $18,44 \pm 8,27$ dB y para el laplaciano 1 fue de $16,03 \pm 7,91$ dB. Como se comentaba anteriormente, se han encontrado diferencias significativas (ANOVA, $p < 0,05$) entre las ratios medias halladas en los laplacianos y en los registros bipolares, demostrando así que las señales adquiridas por los electrodos laplacianos son más inmunes a la interferencia cardíaca que las adquiridas por los electrodos monopolares en configuración bipolar. Por otro lado, entre los dos registros bipolares no se encontraron diferencias significativas.

Tabla 2-6. Media y desviaciones estándar del parámetro de estimación del ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG}) presentes en las señales de superficie abdominal captados por los electrodos laplacianos (1, 2 y 3) y en los canales bipolares (1 y 2). n son bloques de 120 segundos.

Sesión	n	Canal				
		Laplaciano 1 (S/I dB)	Laplaciano 2 (S/I dB)	Laplaciano 3 (S/I dB)	Bipolar 1 (S/I dB)	Bipolar 2 (S/I dB)
1♀	90	19,24±2,15	21,53±2,26	27,99±3,70	3,42±1,80	4,06±1,07
2♀	88	19,57±11,77	25,03±3,75	29,13±2,91	9,02±8,77	10,46±14,98
3♀	87	18,12±1,82	29,37±1,41	30,56±2,75	1,59±1,44	1,73±1,46
4♀	88	18,91±1,27	30,77±2,63	22,81±7,41	3,65±1,66	4,53±1,84
5♂	85	12,19±1,29	13,41±3,65	23,67±3,33	0,27±0,26	0,21±0,25
6♂	89	16,67±3,91	14,32±2,36	18,17±4,31	2,27±2,93	1,07±0,89
7♂	81	18,79±8,66	23,24±3,15	11,44±5,14	9,58±9,76	8,60±7,80
8♀	88	17,52±1,73	22,61±2,84	31,56±1,92	6,02±2,50	6,27±2,03
9♂	89	12,64±6,19	2,70±2,89	19,84±2,08	-0,26±0,46	0,04±0,64
10♂	80	13,69±7,45	14,93±7,05	21,33±2,04	3,23±7,07	2,91±6,31
11♂	90	12,79±3,69	9,37±1,68	26,37±2,68	1,32±0,61	1,67±0,67
12♂	89	10,05±2,31	8,89±4,04	8,21±3,86	-0,42±0,21	-0,48±0,37
13♀	87	17,37±21,60	27,29±5,27	24,48±3,65	12,93±17,81	10,77±13,77
14♂	88	13,37±3,43	4,57±4,29	21,88±4,42	0,03±0,77	0,32±0,68
15♀	90	18,80±7,12	20,21±4,80	28,42±4,17	6,88±5,96	6,86±6,15
16♀	89	16,98±6,88	19,94±6,84	25,54±6,52	2,84±3,12	3,15±3,54
Total	1398	16,03±7,96	18,44±8,27	23,38±5,93	3,89±3,83	3,88±3,59

2.4.2. Análisis de la señal de superficie en el rango de la Onda Lenta

Como se describía en el apartado 2.3.4, en muchas ocasiones la OL es difícil de identificar en el dominio temporal, sin embargo, valiéndonos de técnicas espectrales es posible discriminar con mejor aproximación la OL y en todo caso identificar las frecuencias que hacen difícil su observación. Antes de realizar los análisis en frecuencia, se realizó un filtrado paso-bajo a 0,5 Hz y un remuestreo de la señal a 4 Hz. Las ventanas de análisis fueron de 120 segundos, en las figura 2-30 y 2-30 se muestran dos ejemplos de registros bipolares y laplacianos después del preprocesado. Se observa como se han eliminado las componentes de mayor frecuencia de señal e interferencia y permanecen las componentes de menor frecuencia como la onda lenta intestinal, y las posibles interferencias respiratoria y de baja frecuencia.

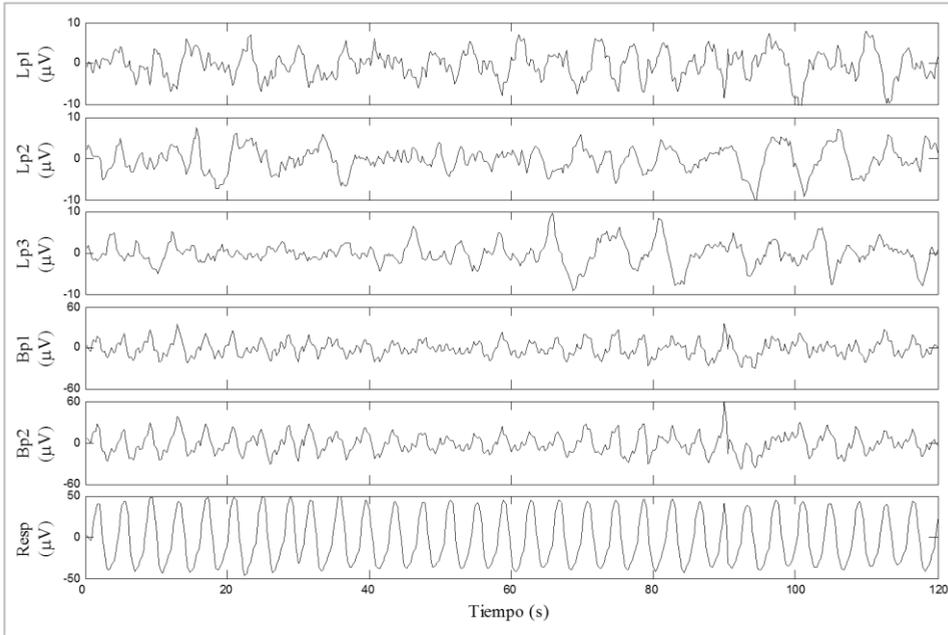


Figura 2-30. Ventana de análisis de 120 segundos, después del filtrado paso bajo a 0,5 Hz y remuestreado a 4 Hz. Señales correspondientes al a) Laplaciano 1 b) Laplaciano 2, c) Laplaciano 3, d) Bipolar 1, e) Bipolar 2, f) Respiración. Sesión 3 ϕ .

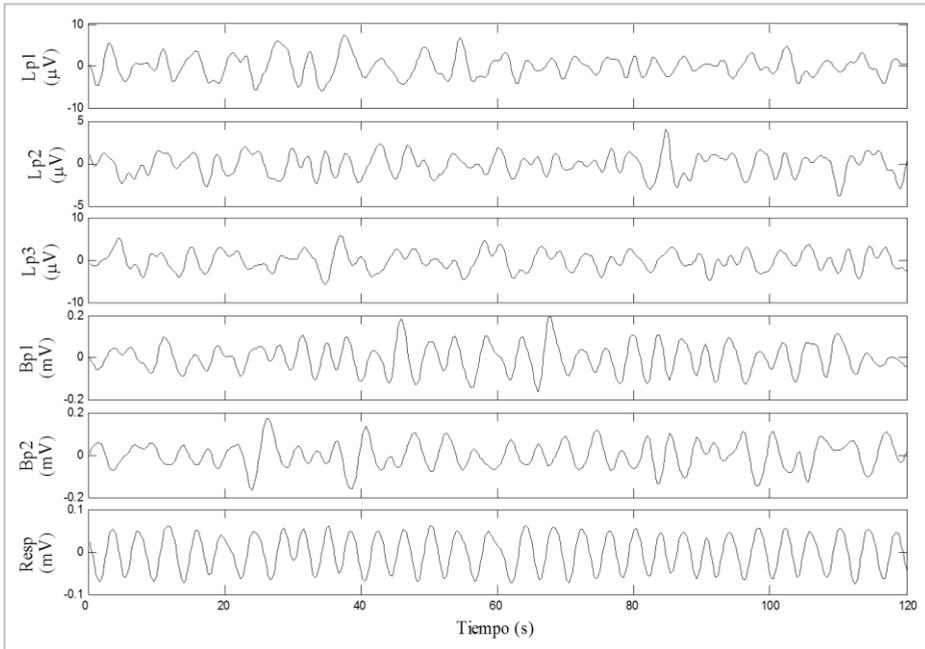


Figura 2-30. Ventana de análisis de 120 segundos, luego del filtrado paso bajo a 0,5 Hz y remuestreado a 4 Hz. Señales correspondientes al a) Laplaciano 1 b) Laplaciano 2, c) Laplaciano 3, d) Bipolar 1, e) Bipolar 2, f) Respiración. Sesión 6 ϕ

2.4.2.1. Análisis espectral de la frecuencia dominante

Para conocer la distribución energética de la señal registrada en superficie abdominal y determinar su frecuencia dominante, se ha obtenido la densidad espectral de potencia (PSD) mediante un análisis espectral paramétrico utilizando los modelos AR en las ventanas de 120 segundos, con desplazamiento de 15 segundos (apartado 2.3.5.1) hasta cubrir todos los minutos de la sesión de registro que quedan tras eliminar los artefactos, tanto para los registros laplacianos (Lp_1 , Lp_2 y Lp_3), como bipolares (Bp_1 , Bp_2) y de respiración (Resp).

En las figuras 2-31, 2-32 y 2-33, se pueden ver ejemplos de PSD correspondientes a señales captadas en la presente tesis. Se observan picos en la zona de baja frecuencia (6 cpm a 8 cpm) en donde los laplacianos se vieron más afectados con respecto a los registros bipolares, tal es el caso del Lp_1 y Lp_2 de la figura 2-31 o Lp_1 de la figura 2-33, pero aun así las frecuencias dominantes en estos casos se encontraron en el ancho de banda de la OL. Las interferencias de baja frecuencia en los registros bipolares resultaron ser menores, aunque también se encontraron PSD con energías bien identificadas en aproximadamente 3 cpm a 4 cpm, como en la PSD correspondiente al Bp_1 de la figura 2-32, que podían ser atribuidas al registro de la actividad mioeléctrica del estómago [Chang 2005, Chen et al. 1993a].

En los registros bipolares la presencia de la interferencia respiratoria resultó mayor que en los laplacianos, como se puede ver en las figuras 2-31, 2-32 y 2-33. Se observó además que la frecuencia dominante de las PSD de los registros bipolares coincidía con la frecuencia dominante de la respiración en ± 1 cpm, como se observa en la figura 2-31. Sin embargo, hubo casos en que la frecuencia dominante se encontraba en ancho de banda de la OL pero se daba una interferencia considerable de la respiración, como es el caso de los canales Bp_1 de la figura 2-32 y Bp_2 de la figura 2-33.

Por otro lado, los laplacianos se mostraron más inmunes a las interferencias respiratorias, si bien en algunos casos (Lp_1 de la figura 2-31) se puede apreciar la interferencia respiratoria, pero no llega a ser la frecuencia dominante del canal tal y como ocurre con los bipolares (figura 2-32).

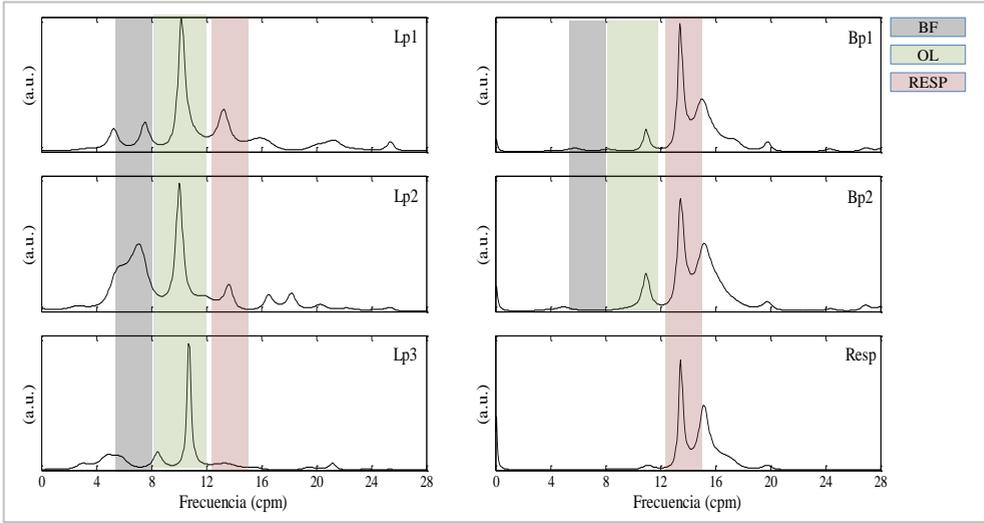


Figura 2-31. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadas a una frecuencia de muestreo de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 3 ♀.

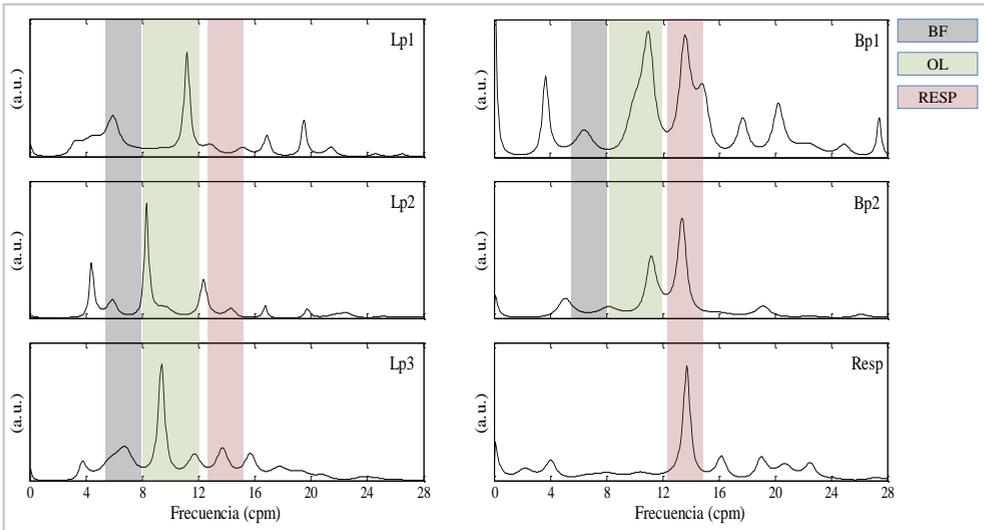


Figura 2-32. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0,5$ Hz) y diezmadas a una frecuencia de muestreo de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 5 ♂.

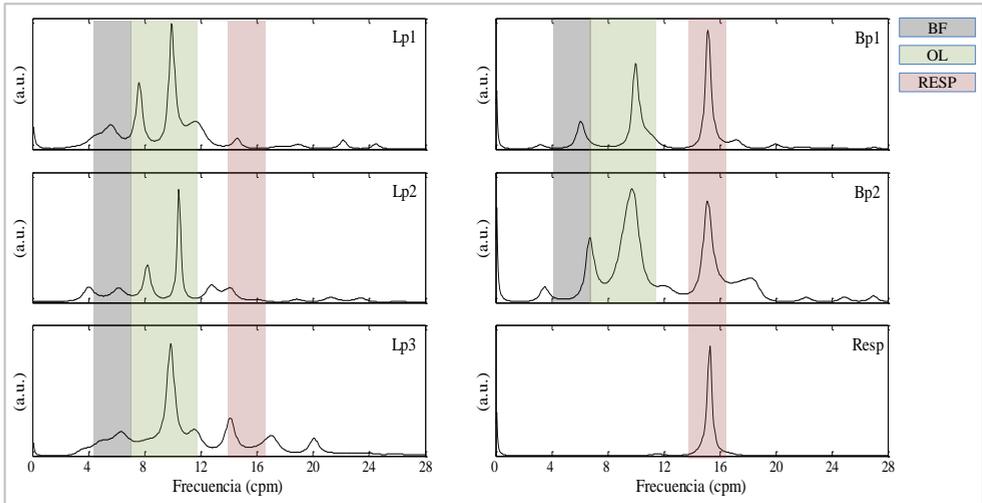


Figura 2-33. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos. Señales filtradas paso bajo ($f_c=0,5\text{Hz}$) y diezadas a una frecuencia de muestro de 4 Hz. A la izquierda se muestran las correspondientes a los laplacianos (Lp1, Lp2 y Lp3), a la derecha las correspondientes a los bipolares (Bp1 y Bp2) junto con el de la respiración (Resp). Los cuadros sombreados corresponden con ancho de banda de la onda lenta (OL), interferencias de baja frecuencia (BF) y respiración (RESP). Sesión 10 ♂

En la tabla 2-7 se pueden ver las medias de las frecuencias dominantes (MDF) de la señal para ventanas de 120 segundos con sus respectivos valores de desviación estándar para los canales laplacianos, bipolares y respiración para el total de los registros. Además, se muestran las MDF con sus valores de desviación estándar para los mismos canales citados anteriormente, pero para un 90% del número total de ventanas analizadas (desechando las colas del 5% de valores extremos). En los Anexos 3-1 y 3-2. se pueden encontrar los valores detallados por sujetos.

Tabla 2-7. Media de frecuencia dominante (MDF) en ciclos por minuto y desviación estándar para AR orden 120, n son bloques de 120 segundos.

Canal	Total		90% Central	
	n	MDF (cpm)	n	MDF (cpm)
Lp1	10550	10,01±2,77	9495	9,95±2,30
Lp2	10462	9,14±2,41	9416	8,97±1,90
Lp3	10489	9,41±2,67	9440	9,25±2,24
Bp1	11343	11,44±2,64	10209	11,376±2,21
Bp2	11401	11,48±2,59	10261	11,40±2,18
RESP	11440	14,22±2,92	10296	14,25±2,57

Se puede apreciar que los valores medios de las frecuencias dominantes para los sensores laplacianos son menores a las de los bipolares. Esto podría atribuirse a la mayor presencia de interferencias de baja frecuencia en los registros laplacianos, y a la mayor presencia de interferencia respiratoria de los registros bipolares, como se detalla en la discusión. También podría atribuirse a la ubicación de los electrodos, puesto que los monopares están en zona próxima a duodeno mientras que los laplacianos están ligeramente más

abajo, pudiendo corresponder a yeyuno.

Por otro lado, se pudo ver que no hubo diferencias significativas entre los valores de las medias totales encontradas en “Total” y “90% Central”, de modo que eliminar el 10% de los datos no aporta diferencia en los resultados de frecuencias encontradas, de ahí que los valores se tuvieron en cuenta en este trabajo fueron los correspondientes al total.

2.4.2.2. Interferencias de baja frecuencia y de respiración

En la tabla 2-8 se muestra el porcentaje de tiempo en que la frecuencia dominante se encuentra en cada banda de frecuencias para el total de las sesiones analizadas (en el Anexo 3-3 se puede encontrar detallada por sujeto). Se puede concluir que los laplacianos se muestran mucho más sensibles a las **interferencias de baja frecuencia** que los bipolares, siendo el $\%DF_{BF}$ mínimo en promedio total de los laplacianos de $22,80 \pm 9,50$ % (Lp_1) y el máximo $\%DF_{BF}$ de los bipolares es $4,22 \pm 3,90$ % (Bp_1). Sobre este aspecto, existe una diferencia significativa (Kruskall-Wallis, $p < 0,05$) en los $\%DF_{BF}$ de los laplacianos y los bipolares, pero no hay diferencia entre los bipolares. También se encontró que el Lp_1 en general presentó valores $\%DF_{BF}$ significativamente menores a los otros dos laplacianos. Sin embargo, los laplacianos 2 y 3 no presentaron diferencias significativas entre sus valores de $\%DF_{BF}$.

Se observó también que existe una tendencia a que la **interferencia de respiración** afecte más a los canales bipolares que a los laplacianos. Sobre este aspecto, se encontraron que en general las $\%DF_{RESP}$ de los bipolares son significativamente mayores que las de los laplacianos. Así, el laplaciano 1 fue de nuevo el que más se vio afectado con la interferencia respiratoria entre los laplacianos, pero su $\%DF_{RESP}$ resulta significativamente menor a los bipolares. Entre los laplacianos, sí se encontraron diferencias significativas. Concretamente, el laplaciano 2 es el que menos se vio afectado con la interferencia respiratoria, su $\%DF_{RESP}$ es significativamente menor a los otros dos laplacianos.

Por otro lado, se observó que el $\%DF_{FTOL}$ del laplaciano 2 y especialmente del laplaciano 3 presentaron valores más bajos que los bipolares, debido fundamentalmente a su mayor número de DF en el rango de baja frecuencia, y también en menor medida a DF en el rango de otras componentes ($\%DF_{OTROS}$). Es de esperar, aquellos valores de $\%DF_{FTOL}$ más altos serán los que posean menos interferencias de baja frecuencia, de respiración y otros.

También se pudo observar que los dos bipolares presentaron mejores valores de $\%ER$ y a su vez, los laplacianos, en especial el Lp_1 y Lp_3 fueron los que en promedio tuvieron menor $\%ER$.

Tabla 2-8. Total de porcentajes de tiempo en que la frecuencia dominante se encuentra en cada banda de frecuencias para 16 sesiones de 180 min en cada canal.

Canal	%DF _{FTOL} (%)	%DF _{RESP} (%)	%DF _{BF} (%)	%DF _{FOTROS} (%)	%ER (%)
Lp1	50,31±14,47	19,88±12,37	22,80±9,5	7,04±3,18	59,16±20,44
Lp2	45,54±5,97	9,61±6,86	37,12±6,9	7,95±4,38	61,91±8,80
Lp3	39,77±11,58	15,49±11,94	37,30±9,0	7,72±4,72	55,03±14,46
Bp1	52,21±23,40	36,82±22,35	4,22±3,9	6,83±4,52	71,60±25,25
Bp2	50,92±23,34	37,41±23,33	4,14±4,5	7,64±4,72	70,60±24,58

Para cuantificar estas interferencias de baja frecuencia y de respiración, se calculó la ratio entre la potencia espectral en el ancho de banda de la señal de interés 8-12 cpm con respecto al ancho de banda de cada interferencia (S/I_{RESP} y S/I_{BF}), como fue detallado en el apartado 2.3.5.2.

En la tabla 2-9 se resumen los valores para las ratio señal/interferencia de las 16 sesiones de registro (en el Anexo 3-4 se puede encontrar detallada por sujeto), en donde los laplacianos presentan una diferencia significativa mayor (Kruskall-Wallis, $p < 0,05$) al valor del ratio S/I_{RESP} de los bipolares. De forma general entre los laplacianos, los valores fueron muy similares y no se encontraron diferencias significativas entre ellos. Los bipolares entre sí tampoco presentaron diferencias significativas en los S/I_{RESP} .

Del mismo modo se analizaron los valores de los parámetros correspondientes a las ratios señal/interferencia de baja frecuencia. Se puede ver en la tabla 2-9 que los valores generales de las ratios S/I_{BF} de los bipolares son significativamente mayor (Kruskall-Wallis, $p < 0,05$) a los laplacianos. Tampoco existe diferencia significativa entre un bipolar y otro. Ya entre los laplacianos, si bien no presentan diferencias significativas entre ellos, en esta ocasión, el laplaciano 1 fue el más robusto a las interferencias de bajas frecuencia. Todos estos resultados corroboran el comportamiento ya mostrado en la tabla 2-8.

En la tabla 2-9 también destaca el aumento del %DF_{OL} en cada uno de los canales registrados, respecto a %DF_{FTOL} de la tabla 2-8. Con los resultados mostrados en la tabla 2-9, se puede deducir que cancelando u obviando la interferencia de baja frecuencia y la interferencia de respiración es posible detectar con los electrodos laplacianos y los bipolares en aproximadamente en un 92% y 88% respectivamente, de los bloques de análisis componentes frecuenciales que coinciden con los de la OL intestinal. En la tabla 2-9 se detallan los valores de las frecuencias dominantes asociadas a dichas ventanas (DF_{OL}), para cada uno de los canales y cada sesión. Se observa que los nuevos valores de las frecuencias dominantes estuvieron presentes entre 8 cpm y 12 cpm en alrededor de un 93,19±3,73 % de las ventanas, con un valor medio de frecuencia de 9,79±1,02 cpm para el laplaciano 1, en un 92,56±4,13 % con una media de 9,67±1,07 cpm para el laplaciano 2, en 90,37±6,48 % con una media de 9,71±1,08 cpm para el laplaciano 3, en 88,04±7,92 % con una media de 10,18±0,94 cpm para el bipolar 1 y 87,27±8,53 % con una media de 10,13±0,96 cpm para el bipolar 2. Si se comparan estos valores con los obtenidos en la tabla 2-7, se puede observar como la diferencia en los valores de frecuencia entre los registros laplacianos y bipolares se ha

reducido de forma considerable al desechar las componentes respiratorias y de baja frecuencia.

Tabla 2-9. Total de porcentajes porcentaje de tiempo en que la frecuencia dominante se encuentra en para 16 sesiones de 180 min en cada canal.

Canal	%DF_{OL} (%)	S/I_{Resp} (dB)	S/I_{BF} (dB)	VM (cpm)	DF_{OL} (cpm)
Lp1	93,19±3,73	4,76±3,69	3,75±3,03	0,45±0,28	9,79±1,02
Lp2	92,56±4,13	5,39±3,17	2,38±2,67	0,50±0,34	9,67±1,07
Lp3	90,37±6,48	5,03±4,02	2,47±2,82	0,51±0,35	9,71±1,08
Bp1	88,04±7,92	3,51±5,02	7,57±3,75	0,32±0,16	10,18±0,94
Bp2	87,27±8,53	3,50±5,37	7,62±3,87	0,34±0,18	10,13±0,96

En las figuras 2-34 y 2-35 se representan la evolución de la frecuencia dominante antes y después de la identificación y desechar las componentes asociadas a las interferencias de respiración y bajas frecuencias.

Para facilitar la observación se grafican cuatro puntos aleatorios por cada 10 minutos. Se puede apreciar, por ejemplo, que los bipolares poseían mucha interferencia respiratoria y que tras la identificación y eliminación de esta interferencia, la DF_{OL} se sitúa dentro del ancho de banda de la OL.

Por otra parte, también para los laplacianos, antes de la identificación de los parámetros mencionados, existe una mayor sensibilidad a las bajas frecuencias que a la respiración, y que una vez identificadas las ventanas que presentaban artefactos, se logró que la frecuencia dominante se encuentre en el ancho de banda de la OL.

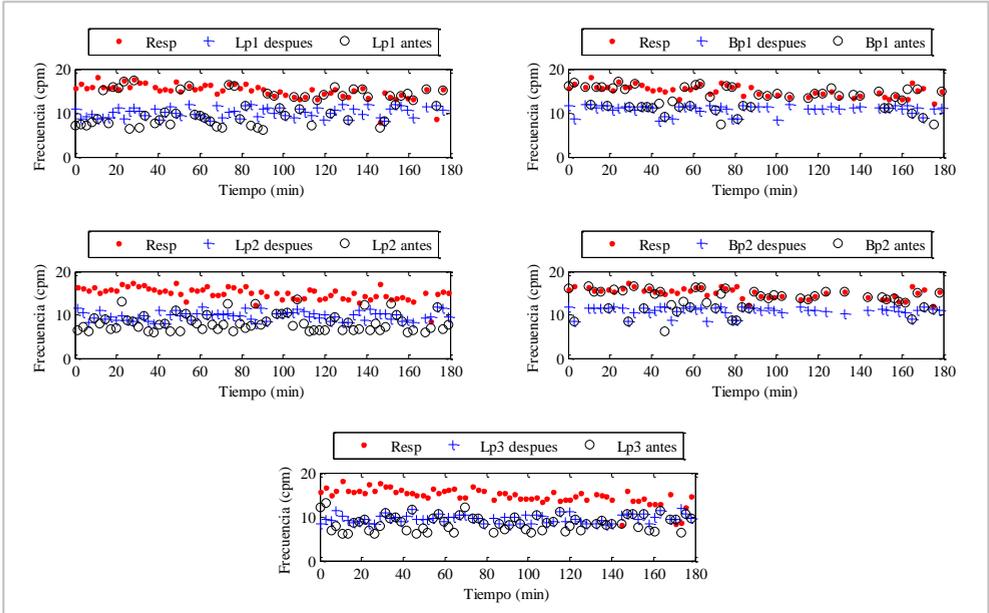


Figura 2-34. Evolución temporal de la frecuencia dominante antes y después de descartar las interferencias de respiración y baja frecuencia. Sesión 4 ♀

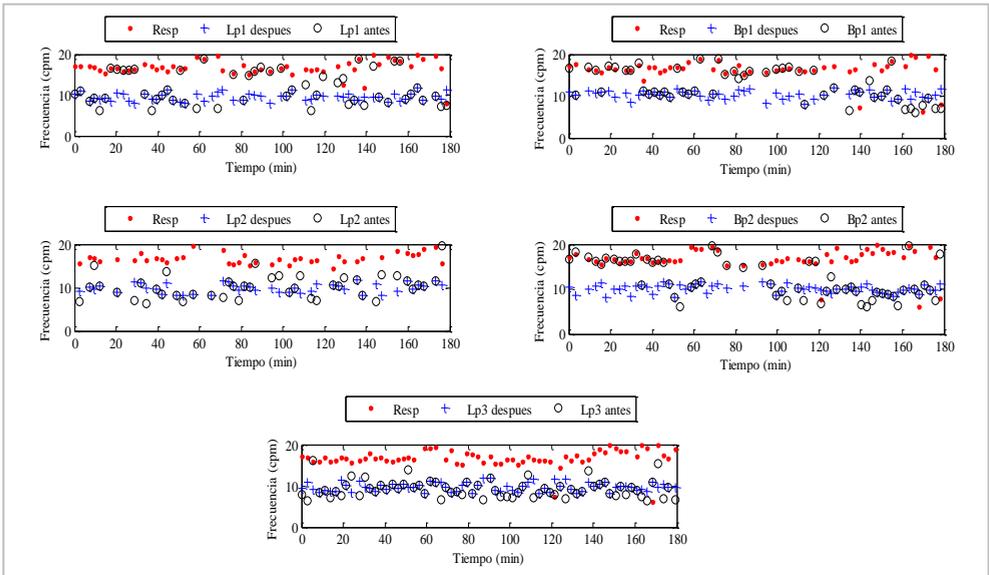


Figura 2-35. Evolución temporal de la frecuencia dominante antes y después de desechar las interferencias de respiración y baja frecuencia. Sesión 6 ♂

2.5. Discusión

2.5.1. Ubicación de los electrodos sobre la superficie abdominal.

Con el propósito de seleccionar la posición más idónea de los electrodos tanto monopulares como laplacianos flexibles sobre la superficie abdominal se tomaron como referencia trabajos anteriores sobre la captación de la señal mioeléctrica intestinal en superficie abdominal [Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2011, 2007a]. Estos estudios colocaban los electrodos para el registro del EEnG por debajo del ombligo y ambos lados del mismo. Por tanto, en la presente tesis se decidió que la matriz de tres electrodos laplacianos activos se colocara bajo el ombligo de manera que el electrodo central estuviera alineado con éste, y los otros 2, uno a cada lado. Por cuestiones de espacio, y a diferencia de estos trabajos previos, en este estudio los tres electrodos monopulares (a partir de los que se obtienen los dos registros bipolares), se colocaron de forma análoga a la disposición de los electrodos laplacianos en la matriz flexible, pero en este caso por encima del ombligo. Esto podría suponer que estos últimos registros se vieran más afectados por la interferencia gástrica. Sin embargo, la frecuencia dominante de esta interferencia se encuentra alrededor de los 3 cpm [Chen et al. 1993a], por debajo del ancho de banda de interés.

2.5.2. Amplitud de las señales registradas en superficie abdominal.

En el estudio de las amplitudes de las 3 señales laplacianas y de 2 bipolares de EEnG se observó que las señales bipolares eran de mayor amplitud, entre $50 \mu\text{V}$ a $70 \mu\text{V}$, frente a los laplacianos que oscilaron entre $5 \mu\text{V}$ a $15 \mu\text{V}$. Esta diferencia de amplitudes se debe en gran medida a la presencia de interferencias (ECG, Respiración) donde el orden de magnitud de estas es mucho mayor a la señal de interés. De modo que *a priori* no se pueden atribuir las amplitudes de señales captadas originalmente en superficie a las señales correspondientes con la actividad mioeléctrica intestinal, tanto para los bipolares como para las señales laplacianas. Para ello primeramente se debería eliminar dichas interferencias para posteriormente calcular la amplitud de señal. Esta variabilidad de amplitudes entre individuos y en un mismo individuo en el transcurso del tiempo de registro se ve afectada también a factores propios de la sesión de registro como a que cada voluntario tiene el tejido adiposo abdominal de diferentes grosores o la propia preparación de la piel para los registros, o diferencias de distancias en la colocación de los electrodos [Prats Boluda 2009].

Los valores de las amplitudes de los registros bipolares en superficie coincidieron con los reportados por otros autores [Chang 2005, Chen 1998, Chen et al. 1993a, Prats Boluda 2009], mientras que los valores de las amplitudes captadas por la matriz de electrodos laplacianos (anulares flexibles 5 a $15 \mu\text{V}$) resultaron ser menores que las captadas por electrodos laplacianos anulares activos desarrollados sobre sustrato rígido ($80 \mu\text{V}$ a $90 \mu\text{V}$) [Prats-Boluda et al. 2011]. Esto puede deberse a dos motivos, el primero debido a la configuración de los filtros analógicos de los amplificadores, ya que en el trabajo desarrollado por Prats-Boluda *et al.*, el filtro paso alto estaba configurado a $0,05\text{Hz}$ por lo que los 80 a $90 \mu\text{V}$ pueden deberse a componentes frecuenciales de entre

3 y 6 cpm, mientras que en esta tesis los filtros analógicos fueron fijados a un valor mayor de 0,1 Hz; segundo, puede deberse también a que el tamaño del electrodo laplaciano utilizado en el presente trabajo (24 mm de diámetro externo) era menor al utilizado en el estudio con electrodos laplacianos desarrollados en sustrato rígido (37 mm de diámetro externo) [Prats-Boluda et al 2011], y es sabido que a mayor distancia de separación entre anillos y mayor área de captación de los mismos mayor será la amplitud de biopotenciales captados [Kaufer et al. 1990].

2.5.3. Interferencia en las señales bipolares y laplacianas.

Como se ha comentado en el apartado anterior, existen varias interferencias fisiológicas que pueden provocar las variaciones en la amplitud de la señal captada en superficie abdominal, éstas pueden ser las del ECG, respiración, bajas frecuencias debidos al contacto electrodo-piel, los artefactos de movimientos y otros intrínsecos de la zona abdominal del propio intestino como son el colonograma (ECoG) y electrogastrograma (EGG) [Chang et al. 2007, Chen et al. 2005, Prats Boluda 2009].

En el presente trabajo se prestó especial interés al estudio de las interferencias de respiración, de baja frecuencia y cardíaca presentes en los registros de superficie abdominal, así como a los artefactos de movimiento.

2.5.3.1. Artefactos de movimiento. Utilización del acelerómetro.

Una de las componentes no deseadas que se encontraron en los registros de superficie abdominal son los artefactos de movimientos ocasionados por el paciente. Estos son casi inevitables, ya que estos estudios requieren de horas de registros y por más que se le informe al sujeto de estudio antes de someterse al registro, es difícil que permanezca quieto durante todo ese tiempo. Este tipo de artefactos son aleatorios, y en muchos casos producen picos de saturaciones que pueden ser eliminados por inspección visual [Chang 2005]. Además, se tuvo un registro de anotaciones de los cambios posturales y movimientos que se hacían durante el registro y en el momento del análisis se recurrió a analizar los registros correspondientes a cada una de las anotaciones para juzgar y proceder con la eliminación del bloque como se mencionaba la sección 2.4.1.2.

Existen variados métodos para automatizar la detección de artefactos de movimientos en registros biomédicos, algunos requieren la utilización de un acelerómetro y mediante algoritmos de detección discriminar artefacto [De Luca et al. 2010, Gibbs y Asada 2005], y otros mediante las características propias de la señal objetivo [Liang et al. 1997, Yiyao Ye-Lin et al. 2014]. En este trabajo se optó por la utilización de un acelerómetro triaxial que pudiera dar más detalles sobre los artefactos que pudieron generarse a causa de movimientos.

Con el método utilizado para la detección y eliminación de artefactos, el orden de datos perdidos en los bipolares (1%) fue inferior a los laplacianos flexibles (3%). Esto puede deberse a la propia característica de los electrodos, ya que en los registros bipolares se utiliza un gel electrolítico que facilitan el contacto y conducción de la interface electrodo-piel, resultando ser menos sensibles a los movimientos del paciente. Por el contrario la

matriz de laplacianos flexibles aunque faciliten la adhesión a la curvatura del abdomen, son electrodos en seco y la capacidad de contacto a la piel se ve reducida [Fiedler et al. 2014, Searle y Kirkup 2000]. Esto coincide con los resultados publicados por Searle y Kirkup, que al realizar pruebas de vibración de electrodos que trabajan en seco y electrodos húmedos, los electrodos húmedos fueron más inmunes a los movimientos al inicio de sus ensayos [Searle y Kirkup 2000]. Ya entre los laplacianos, el orden de pérdida de datos fue similar, debido a que al estar desarrollados sobre una misma matriz las variaciones bruscas ocasionadas por el paciente desencadenaban un artefacto común a todos. No obstante, en ocasiones se observó que movimientos en la placa de preacondicionamiento de los electrodos laplacianos desencadenaba un artefacto en el laplaciano 3 (el más próximo a la placa) que no se presentaba perceptible para los demás electrodos.

Es de tener en cuenta que hasta el momento no se tiene constancia de la utilización de acelerómetros para la detección de artefactos de movimiento en registros de EEnG. Existen trabajos que ponen de manifiesto la utilidad de este tipo de dispositivos para la detección más exhaustiva de artefactos pero en otras áreas, como los utilizados para detectar los movimientos fetales desde superficie abdominal [Mesbah et al. 2011], la utilidad en la detección de movimientos en estudios de fotopletismografía [Gibbs y Asada 2005], y también en la detección de movimientos para test de espectroscopia del infrarrojo cercano utilizado para las mediciones de cambios en oxígeno a nivel cerebral [Kim et al. 2011].

2.5.3.2. Interferencia cardíaca

Los valores de las ratios señal/interferencia cardíaca correspondientes con los registros laplacianos en valor medio resultaron ser significativamente superiores a los bipolares de superficie, como se pueden ver en la tabla 2-6 del apartado 2.4.1.3. , y son del mismo orden de magnitud que los reportados en trabajos previos con electrodos laplacianos sobre sustratos rígidos [Prats-Boluda et al. 2011]. Esto se debe a la configuración laplaciana de los electrodos anulares, que presentan una mayor resolución espacial, siendo más sensibles a las fuentes de señal próximas al electrodo, rechazando las componentes más lejanas, como en este caso las del corazón.

Si se pretende captar únicamente la OL en los registros, para la eliminación del ECG en los mismos bastará un filtro paso-bajo convencional [Chang et al. 2007, Chen et al. 1993b]. Pero si se pretende cuantificar la actividad contráctil (los potenciales rápidos de acción) en superficie abdominal, sería necesario el uso de un filtro adaptativo u otra técnica específica para la eliminación de dicha interferencia cardíaca, ya que el rango de frecuencia de los PA se encuentran solapados con los del ECG [Garcia-Casado et al. 2005, Ye et al. 2007]. En este trabajo se ha visto como los registros de EEnG con electrodos anulares concéntricos permiten atenuar significativamente dicha interferencia en la propia captación de señal, sin necesidad de desarrollar complejas herramientas de procesado digital de señal, simplificando el sistema y facilitando su uso para monitorización en tiempo real.

2.5.3.3. Interferencia respiratoria

Al observar las gráficas del apartado 2.4.2.2, se pudo observar que las señales temporales de los canales bipolares presentaban más interferencia de respiración que los registros laplacianos. También en las PSD de la figura 2-32 se puede apreciar que existe una mayor amplitud de la componente en frecuencia relacionada con la respiración. La presencia de este tipo de interferencia en los registros puede enmascarar la actividad de la onda lenta intestinal. De modo que la señal de interés se encontraba solapada con este tipo de interferencia, pudiendo provocar por tanto interpretaciones erróneas del registro de EEnG. Esta interferencia también se encuentra en los registros realizados por otros autores que captaron potenciales mioeléctricos de superficie en el ancho de banda de la OL [Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2007a].

Es de suponer que el movimiento del abdomen durante la inspiración y espiración provoca variaciones de impedancia en los electrodos bipolares y estas inducen un cambio de potencial en la interface electrodo-piel, o variaciones de la distancia entre el electrodo con la fuente de señal y estas se ven reflejadas en los registros. Tal es así que para mejorar el contacto electrodo piel se utilizan fajas elásticas que ayudan a disminuir el movimiento de la zona abdominal [Prats-Boluda et al. 2007a], teniendo en cuenta la duración de los registros del presente trabajo (180 minutos), resultaría incómodo para voluntario ocasionando movimientos mayores y que ocasionarían pérdidas de datos por artefactos de movimiento.

Así pues, debido a la presencia de la interferencia respiratoria, para la identificación de la onda lenta del EEnG se ha recurrido a técnicas más eficientes de análisis espectral y filtrado como por ejemplo la implementación de un filtrado adaptativo que empleara como referencia la señal respiratoria registrada simultáneamente, o con métodos de descomposición empírica en modos (EMD) o análisis de componentes independientes (ICA), pero estos presentan el inconveniente de ser computacionalmente costos [García-Casado et al. 2010, Ye et al. 2007]. En ese sentido, se ha visto que con los electrodos laplacianos se consiguen disminuir sustancialmente la interferencia respiratoria [Prats-Boluda et al. 2007b].

La magnitud de los valores de la ratio señal/interferencia respiratoria presente en los registros de superficie abdominal se sitúa en los registros laplacianos entre 3,52 dB a 4,01 dB y en los registros bipolares entre 2,09 dB y 3,03 dB. Entre los tres laplacianos, fueron los laplacianos 1 y 3 quienes tuvieron la media de la ratio señal/interferencia respiratoria más baja, pero no hubo diferencia significativa entre las ratios de los laplacianos.

Por otra parte, El hecho que los laplacianos (1 y 3) puedan tener más interferencia respiratoria que el laplaciano 2 puede deberse a que como están en los extremos poseen una menor superficie de adhesión externa en sus laterales y es probable que experimenten más movimiento que el laplaciano 2, de modo que para subsanar este problema es posible que sea necesario extender la superficie de contacto de los electrodos extremos (Lp1 y Lp3).

Asimismo, se encontraron diferencias significativas de los valores de la ratio señal/interferencia de los laplacianos con los bipolares como ya se había comentado en los resultados. Estas observaciones que los electrodos laplacianos mejoran el comportamiento frente a la interferencia respiratoria con respecto a los bipolares también fueron hallaron con los electrodos en sustrato rígido [Prats-Boluda et al. 2011].

Sin embargo el problema de adaptación a la curvatura del abdomen planteado por otros autores [Prats-Boluda et al. 2007a], que conlleva un débil contacto electrodo-piel ocasionando interferencias de baja frecuencia (que será analizado más adelante) y la comodidad para el paciente necesaria para este tipo de estudios (3 horas), hacen que la utilización de electrodos flexibles como los desarrollados en esta tesis pueda ser más útil en un futuro para aplicaciones clínicas.

2.5.3.4. Interferencias de bajas frecuencias

Al observar las ventanas de análisis de todas las sesiones fue posible detectar en ellas componentes de bajas frecuencias, que para este trabajo se había considerado inferior a 8 cpm. Algunas de estas componentes corresponden a picos energéticos mayores que los presentes en ancho de banda de la OL. Así también se observó que en ocasiones los picos asociados a las interferencias de baja frecuencia eran picos energéticos muy concentrados, situados en torno a una frecuencia inferior a 8 cpm que podrían atribuirse a fuentes de interferencia bioeléctrica como el EGG o el colonograma [Amaris et al. 2002, Chen et al. 1993a, Ferraz 2005]. En otras ocasiones presentaban una distribución espectral más suavizada en la zona definida como baja frecuencia, que en este caso se debían a variaciones lentas del potencial de contacto del electrodo con la piel [Ferrero Corral et al. 1994], que provocaban oscilaciones de la línea basal. Estas observaciones resultaron ser similares a trabajos realizados por otros autores [Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2011, Prats-Boluda et al. 2007a].

De manera similar a otros trabajos [Chen et al. 1993a], las señales captadas en superficie abdominal fueron filtradas paso-alto empleando un filtro paso alto analógico de 0,1 Hz (6 cpm) para atenuar las interferencias de baja frecuencia. Por eso para el cálculo de los ratios señal interferencia de bajas frecuencias de la tabla 2-9 se utilizó como ancho de banda de 6 cpm a 8 cpm.

En cuanto a los valores de S/I_{BF} obtenidos al cuantificar la presencia de interferencias de baja frecuencia, se pudo comprobar que la existencia de diferencias significativas en los ratios señal interferencia correspondientes a los registros laplacianos respecto de los bipolares, con mayor presencia de interferencias de baja frecuencia en los laplacianos. Esto es debido fundamentalmente a que las señales captadas por los sensores laplacianos son más débiles que la de los bipolares, como se ha comprobado en el apartado 2.4.2, además como ya se mencionaba en párrafos anteriores, las señales captadas con los laplacianos activos presentan una mayor fluctuación de la línea de base debida a la variación del potencial de contacto electrodo-piel, causada por el hecho de que la etapa de captación de los sensores activos está compuesta por electrodos que trabajan en seco, haciendo que la impedancia de contacto se encuentre entre en ordenes de decenas de

kilohmios.

Hay que destacar también que esta interferencia varía mucho entre los sujetos y también a lo largo de una misma sesión de registro. Sin embargo, el comportamiento de los electrodos laplacianos flexibles respecto a las interferencias de baja frecuencia parece ser mejor que el reportado por otros autores que emplearon electrodos laplacianos rígidos [Prats-Boluda et al. 2011]. No obstante, no se puede hacer una comparación numérica al no obtenerse ratios señal/interferencia asociados a dicha interferencia en los citados estudios.

La reducción de la interferencia de baja frecuencia, al igual de la interferencia respiratoria, podría realizarse mediante técnicas de procesado como EMD [Ye-Lin et al. 2009, Ye et al. 2007].

2.5.4. Identificación de la frecuencia de la onda lenta en señales bipolares y laplacianas

Para poder valorar la capacidad de la matriz de electrodos laplacianos flexibles y de los bipolares en captar la OL intestinal, se han analizado los parámetros de media de las frecuencias dominantes (MDF) y el porcentaje de frecuencia dominante en el rango de la onda lenta antes de la identificación de interferencias de respiración y bajas frecuencias (%DF_{FTOL}) y tras desechar dichas componentes (%DF_{OL}).

Con respecto al estimador espectral utilizado, se ha utilizado un método autorregresivo (AR), similar a los estudios desarrollados por otros grupos de investigación en este campo [Bradshaw et al. 2001, Chang et al. 2007, Prats-Boluda et al. 2011].

En cuanto al orden del modelo utilizado, se realizó un estudio al respecto no incluido en el trabajo. Se determinó que el orden óptimo depende del tipo de señal a analizar (bipolares o laplacianas) y que inclusive presentaban ligeras variaciones entre las ventanas de análisis de una misma sesión. No obstante, tomando un valor de orden común para los canales y las sesiones, se estudió las posibles variaciones de los resultados al cambiar de AR120, a AR60 y AR180 y se concluyó que no presentan diferencias significativas a los mostrados en la tabla 2-7. Lo cual demuestra que los resultados son robustos frente a las variaciones del orden del modelo.

Respecto a los valores de las DF_{OL} correspondiente a los electrodos laplacianos flexibles (9,67 - 9,79 cpm), fueron ligeramente inferiores a los registrados por los bipolares (10,13 - 10,18 cpm). La justificación a estas diferencias podría encontrarse en que estas medidas fueron realizadas en ubicaciones distintas (bipolares encima del ombligo y laplacianos en la parte inferior), además en la parte superior del ombligo se registran en mayor grado la actividad intestinal del duodeno cuya frecuencia oscila entre 11-12 cpm [Chen et al. 1993a], mientras que en la parte inferior del abdomen se suelen concentrar las asas intestinales correspondientes al yeyuno – íleon que tienen una frecuencia menor que la región duodenal, entre 8 y 10 cpm. Estos valores coinciden con estudios no invasivos realizados por otros autores [Chang et al. 2007, Chen et al. 1993a, Prats-

Boluda et al. 2011, Prats-Boluda et al 2007a].

Sin embargo, para llegar a estos valores fue necesario tener discriminado los artefactos de movimiento y las interferencias de respiración y baja frecuencia. Las señales captadas directamente en superficie abdominal con los laplacianos y bipolares, presentaban una frecuencia dominante fuera del ancho de banda atribuible a la OL debido a la presencia de interferencias de baja frecuencia o de respiración en un gran número de casos. Esto quedaba de manifiesto en la elevada dispersión en los valores obtenidos de frecuencia dominante obtenida directamente de la señal. Esto también pudo observarse en otros trabajos [Chen et al. 1993b, Prats-Boluda et al 2007a]. Otros autores han utilizado filtros adaptativos [Prats-Boluda et al. 2011] o filtros digitales FIR [Chen et al. 1993a] cancelar las interferencias respiratorias y de baja frecuencia antes de tratar de identificar la OL, resultado similares valores en los porcentajes de identificación de la OL. En el presente trabajo, para poder identificar la OL se ha realizado la detección de las frecuencias que se ven afectadas por los artefactos de bajas frecuencias y de respiración, y una vez descartadas se determinó si la frecuencia dominante restante se encuentra en el ancho de banda de la OL. En la tabla 2-8 se observó que la DF de cada ventana de análisis se encontraba enmascarada con estos artefactos y por eso presentaban un porcentaje de $\%DF_{FTOL}$ bajo, en comparación con las $\%DF_{OL}$ de la tabla 2-9, donde en media de un 90% de las ventanas contenían como frecuencia dominante a la OL. Sin embargo, existe en un remanente de 10% de ventanas que no se correspondían a la OL, y tampoco a las interferencias que se habían cuantificado. Estos casos pueden deberse a armónicos de la OL, u otras posibles fuentes. Para una mejor identificación de la onda lenta, pueden aplicarse técnicas de seguimiento de frecuencia como *ridges*, que tienen en cuenta propiedades inherentes a la OL como que su frecuencia no sufre cambios bruscos, sino que tiene a ser constante con ligeras fluctuaciones. [Garcia-Casado et al. 2014a]

2.6. Conclusiones

Tomando como referencia a los objetivos planteados en este trabajo, citados en el apartado 2.1.2 se irá describiendo si se han logrado, en qué sentido y qué implicaciones.

- **Generar una base de datos de señales electroenterográficas captadas en superficie abdominal en condiciones de ayuno, así como de sus principales fuentes de interferencia: ECG, respiración y movimientos.**

Se ha desarrollado y puesto a punto un sistema que permite el registro simultáneo de la actividad mioeléctrica del intestino delgado en superficie abdominal (mediante registros bipolares a partir de electrodos monopolares y de señales laplacianas provenientes de electrodos laplacianos activos anulares) y de sus principales interferencias fisiológicas como la respiración y el ECG en la ML-Derivación-I, así como el registro de las señales procedentes de un módulo que se ha implementado para la detección de movimientos basado en un acelerómetro triaxial. En total se han realizado 16 sesiones de registro en personas sanas, 8 mujeres y 8 varones, con edades comprendidas entre 22 y 37 años y rango de IMC entre 21,03 y 31,56 kg/m², en estado de ayunas y con una duración de 180 minutos cada uno de ellos.

Se trata de la primera ocasión en que se realizan este tipo de registros mediante electrodos laplacianos sobre sustrato flexible. Además, es la primera vez que se realizan registros en superficie para la captación de la actividad mioeléctrica intestinal captándose de forma simultánea las aceleraciones en las proximidades del área de registro.

- **Valorar la calidad de las señales de EEnG captadas mediante electrodos anulares flexibles y mediante electrodos convencionales de disco.**

Para valorar la calidad de las señales captadas por los electrodos laplacianos flexibles y por los electrodos convencionales de disco, se han calculado ratios señal/interferencia correspondientes a las principales interferencias que se presentan en este tipo de registros, como son el ECG, la respiración y las bajas frecuencias como así también se ha tenido en cuenta la tasa de pérdida de datos debido a la presencia de artefactos de movimiento.

Respecto a la interferencia cardíaca, los registros con electrodos laplacianos resultaron ser mucho más inmunes a dicha interferencia que los bipolares con electrodos de disco convencional. El método empleado para el cálculo de esta ratio señal/interferencia no es una contribución inédita en este apartado, sí lo son los resultados obtenidos para registros del EEnG con electrodos laplacianos flexibles.

Con respecto a la interferencia respiratoria, se ha demostrado que las señales obtenidas con los electrodos laplacianos flexibles resultaron ser más robustas a los movimientos de la zona abdominal ocasionada por la respiración en comparación a las señales bipolares. También se ha observado que los electrodos laplacianos flexibles se adaptan

mejor a la piel y esto ayuda a que la interferencia respiratoria se vea menos reflejada en sus señales.

Sin embargo, en contra de las mejoras obtenidas con los electrodos laplacianos flexibles frente a los registros bipolares convencionales en términos de interferencia cardíaca y respiratoria, el hecho de que estos registros se realicen en seco repercute en un mayor contenido de interferencias de baja frecuencia que los registros bipolares obtenidos con electrodos húmedos. También se ha observado que los electrodos laplacianos en general presentaron una pérdida de datos del orden del 3% mientras que en caso de las señales bipolares que estuvo en 1%.

Tanto los métodos como los resultados derivados para valorar la presencia de artefactos de movimiento y las interferencias respiratorias y de baja frecuencia, constituyen una aportación inédita de este trabajo.

- **Identificar y caracterizar la onda lenta intestinal sobre los registros no invasivos del EEnG.**

Se han definido parámetros que permiten identificar la onda lenta del electroenterograma de superficie teniendo en cuenta sus características. Estos han sido: el porcentaje de frecuencia dominante que se encuentre dentro del ancho de banda definido para la onda lenta sin descartar artefactos de respiración y baja frecuencia (%DF_{FTOL}), y el porcentaje de frecuencia dominante de las PSD una vez descartadas las interferencias de respiración y baja frecuencia (%DF_{OL}).

Los resultados indicaron que la identificación de la OL intestinal en los registros “en crudo” resulta complicada, y la presencia de interferencias de respiración y baja frecuencia puede llevar a interpretaciones erróneas. El identificar y desechar las componentes asociadas a dichas interferencias es por tanto de gran relevancia. Ello permite identificar la frecuencia asociada a la OL intestinal en alrededor del 88% de los casos en las señales bipolares, y en alrededor del 92% para los registros laplacianos. Las frecuencias obtenidas apuntan a que la actividad de OL registrada se corresponde con la zona de yeyuno, con ligeras diferencias dependiendo del canal y zona de registro.

Finalmente indicar que es la primera vez que se han realizado registros en superficie abdominal en humanos del laplaciano del potencial mioeléctrico del intestino con electrodos anulares flexibles y que se ha identificado en ellos la onda lenta intestinal.

Capítulo 3

Electrodo multianular

3.1. Justificación y Objetivos

3.1.1. Justificación

Como es sabido y se ha descrito apartados anteriores, los cambios en los patrones de la actividad mioeléctrica del intestino delgado pueden estar ligados a la aparición de alguna patología intestinal, que por lo general son difíciles de diagnosticar. También se ha apuntado al potencial de la electroenterografía externa como técnica para la monitorización de la actividad intestinal. El principal inconveniente de los registros de EEnG en superficie abdominal es la débil amplitud de la señal (decenas a centenas de microvoltios), además de las interferencias fisiológicas como la respiración, el ECG, el EGG cuyo espectro está muy próximo al del EEnG y que además podrían ser de mayor amplitud que la propia señal a registrar. En este sentido para solventar estos problemas, en el Capítulo 2 se ha propuesto el uso de los electrodos anulares flexibles para la captación de la actividad mioeléctrica intestinal en superficie. Los electrodos anulares flexibles se adaptan mejor a la curvatura de la superficie abdominal que los electrodos implementados en sustratos rígidos.

En comparación con los electrodos de disco convencional, los registros de EEnG obtenidos con los electrodos anulares flexibles presentan una mayor ratio señal/interferencia de ECG y también son más inmunes a la interferencia respiratoria. No obstante, presenta una mayor influencia de la interferencia de baja frecuencia asociada a la fluctuación de la línea basal, lo cual probablemente se debe a que los registros fueron tomados en seco. Además, la matriz de electrodos sin propiedades auto-adherentes hacía al electrodo susceptible a movimientos en registros prolongados de más de dos horas. En este sentido sería interesante el desarrollo de electrodos anulares que permitieran el uso de gel y que además incorporen materiales adhesivos que permitan una más fácil y mejor fijación de los mismos.

Por otro lado, otro aspecto clave de los electrodos para su óptima captación de señal es su dimensión. Con respecto a esto, si bien existen estudios teóricos sobre la influencia de la dimensión de los electrodos sobre su sensibilidad a la captación de dipolos eléctricos, en los ensayos experimentales los autores optan por un determinado tamaño basándose en ciertas hipótesis como las indicadas en el capítulo anterior. Sería por tanto de alto interés el desarrollo de un electrodo multianular que permitiera el estudio del efecto de las dimensiones sobre la captación de una determinada señal de interés (en nuestro caso el EEnG) y permitiera establecer una dimensión óptima para la aplicación.

En el presente capítulo se pretende mejorar la calidad de las señales captadas con los electrodos anulares desarrollados previamente, desarrollando electrodos multianulares que permitan estimar la dimensión y configuración (monopolar concéntrica vs bipolar concéntrica, MC vs BC) óptima para la captación del EEnG, incorporando distintas configuraciones de material adhesivo y la posibilidad de que puedan trabajar en húmedo para mejorar el contacto con la piel. Todo ello haciendo su utilización más cómoda tanto para el paciente como para el usuario, aproximando así el electrodo a la práctica clínica.

Asimismo, también se estudiará el efecto de la posición de registro (supra vs sub-umbilical) sobre la capacidad de identificar la onda lenta intestinal.

3.1.2. Objetivos

3.1.2.1. Objetivo general

Valorar la capacidad de los electrodos concéntricos multianulares con varias disposiciones de utilización (configuración, dimensión, material, posición de registro) con el fin de lograr una disposición óptima en los registros no invasivos del EEnG.

3.1.2.2. Objetivos específicos

- Implementar electrodos multianulares concéntricos gelificados y autoadhesivos para registros del EEnG en superficie abdominal.

Para lograr este objetivo, será necesario el diseño y fabricación de electrodos con anillos concéntricos de distintas dimensiones, flexibles autoadhesivos, que permitan depositar el gel electrolítico que actúe como interfaz electrodo-piel y mejore la conductividad. Como en anteriores versiones de electrodos se recurrirá a técnicas de serigrafía para su implementación. Además, será necesaria la búsqueda de materiales para dotar de adhesividad al conjunto, y el diseño de plantillas para su troquelado y fácil colocación tanto del propio electrodo como del gel conductor.

- Obtener una base de datos de señales electroenterográficas registradas en superficie abdominal empleando los electrodos anulares en diferentes disposiciones/configuraciones, junto con el registro de sus principales interferencias, artefactos de movimiento, respiración y ECG

Para cumplir con este objetivo será necesario la puesta punto de un sistema de registro simultáneo de las señales mioeléctricas de superficie junto con las principales fuentes de interferencia: ECG, respiración y movimientos. Además de la definición de un protocolo de registros para la utilización de los electrodos multianulares; y la realización de los registros en voluntarios sanos.

- Analizar el efecto de los distintos factores intervinientes en la implementación de los electrodos anulares concéntricos con respecto a los parámetros definidos para la captación e identificación de la OL del EEnG.

Para dicho propósito será necesaria la definición de parámetros que permitan valorar e interpretar las diferencias entre los factores que se tienen en cuenta para la implementación de los electrodos multianulares concéntricos.

- Valorar las combinaciones de factores del electrodo multianular para la captación e identificación de la OL del EEnG.

Para cumplir con este objetivo se establecerá un método de valoración que permita comparar las distintas combinaciones de factores del electrodo multianular en cada parámetro estudiado. Mediante la valoración se podrá seleccionar la mejor combinación para utilizar en registros del EEnG.

- Valorar las influencias de las dimensiones del electrodo multianular en los parámetros descriptivos para la captación e identificación de la OL del EEnG.

En la valoración de las influencias de las dimensiones del electrodo multianular se estudiarán los parámetros que ya fueron definidos en trabajos anteriores, analizando los valores en cada dimensión del anillo. Además del estudio de las influencias de las dimensiones, también se diseñará un método para la selección del tamaño óptimo para la identificación de la OL en los registros en superficie del EEnG.

- Comparar la calidad de las señales captadas con el electrodo concéntrico multianular y con los bipolares convencionales.

Se comparará la calidad de las señales captadas con el electrodo desarrollado en esta segunda parte de la tesis, con la de los registros convencionales con electrodos de disco. Para ello se valorarán los indicadores cuantitativos trabajados en la primera parte de la tesis relativos a la influencia la interferencia respiratoria, de baja frecuencia, y cardiaca, así como el porcentaje de pérdida de datos con cada tipo de electrodo, así como los parámetros relacionados en la captación de la OL.

- Comparar la calidad de las señales captadas con el electrodo multianular concéntrico y con la matriz de electrodos laplacianos.

De forma análoga al objetivo anterior, se comparará la calidad de las señales captadas con el electrodo desarrollado en esta segunda parte de la tesis, con la de los registros con la matriz de electrodos ensayada en la primera parte de la tesis.

3.2. Materiales

Algunos materiales fueron los mismos a los descritos en la sección 2.2 y no sufrieron modificaciones para la realización de los nuevos registros. Estos son citados a continuación: la sala de registros, donde se realizaron las mediciones de los sujetos (sección 2.2.2); el sensor de respiración, utilizado para la captación de la respiración (sección 2.2.3); gel exfoliante y gel electrolítico, que fueron utilizados para la preparación de la piel y facilitar el contacto electrodo piel (ver 2.2.8); los electrodos de ECG, para el registro del electrocardiograma (sección 2.2.4); el acelerómetro, para la captación de artefactos de movimiento (sección 2.2.7); y la tarjeta de adquisición, para la digitalización de todas las señales (sección 2.2.10).

Además de ello, fueron necesarios otros materiales para cumplir con los objetivos de este capítulo y son descritos en mayor detalle a continuación.

3.2.1. Sujetos de estudio

Se han realizado 20 sesiones de registro en sujetos sanos (10 mujeres y 10 hombres) con edades comprendidas entre 23 a 41 y con índice de masa corporal entre 19,03 y 29,04 kg/m². En la tabla 3-1 se detallan las principales características de los sujetos registrados. Las condiciones de registros fueron las mismas al del apartado 2.2.1, con los sujetos en ayunas.

Tabla 3-1. Principales características bioestadísticas de los sujetos de estudio: sexo, edad, peso, altura e índice de masa corporal (IMC).

Sesión	Sexo	Edad	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m ²)
1	F	32	55	1,71	19,03
2	M	31	65	1,75	21,22
3	M	39	92	1,78	29,04
4	M	26	74	1,76	23,89
5	M	23	69	1,75	22,53
6	F	23	65	1,62	24,77
7	F	33	58	1,70	20,07
8	F	25	67	1,63	25,22
9	F	30	64	1,79	19,97
10	M	32	67	1,76	21,63
11	F	36	78	1,66	28,31
12	M	33	80	1,75	26,12
13	F	26	60	1,73	20,76
14	F	23	59	1,65	21,67
15	M	27	71	1,69	24,86
16	F	36	64	1,64	23,80
17	M	41	76	1,72	25,69
18	M	32	71	1,78	22,41
19	F	38	66	1,68	23,38
20	M	31	80	1,74	26,42
Total (media±desv. est)		30,85±5,47	69,05±8,98	1,71±0,05	23,49±2,84

3.2.2. Electrodo multianular

El electrodo multianular utilizado (figura 3-1a) ha sido diseñado e implementado en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B). En el diseño se ha considerado implementar un disco central de 10 mm de diámetro (similar a los electrodos de disco convencionales), se ha establecido una separación entre conductores de 6 mm y un espesor de conductor de 4 mm. La separación se ha fijado en 6 mm puesto que debe ser suficiente para poder intercalar y fabricar el material que permita la colocación de gel en los conductores. De la misma manera el espesor mínimo se ha fijado en 4 mm para permitir la colocación del gel electrolítico con los medios disponible en el laboratorio, proporcionando además un área suficiente de contacto entre el electrodo y la piel. Concretamente se ha diseñado un electrodo de 1 disco central y 4 anillos concéntricos dispuestos en forma de gancho con diámetros externos que van de 20 mm a 50 mm, como se puede ver en la figura 3-1b.

Esta configuración de anillos permite que el disco interno y cada anillo se conecten directamente a los conectores de los amplificadores. El electrodo fue desarrollado sobre sustrato flexible de poliéster (Dupont MelinexST506, 175 μm), para facilitar la adaptación a la curvatura de la piel y debido a que son más robustos a las interferencias y artefactos de movimientos, que los electrodos rígidos [Prats-Boluda et al. 2012].

El electrodo flexible fue serigrafiado con pasta de Ag/AgCl 80/20 biocompatible (Gwent C2130429D3) utilizando una impresora de alta precisión (AUREL 900). El periodo de curado de la tinta fue de 10 minutos a 130 $^{\circ}\text{C}$.

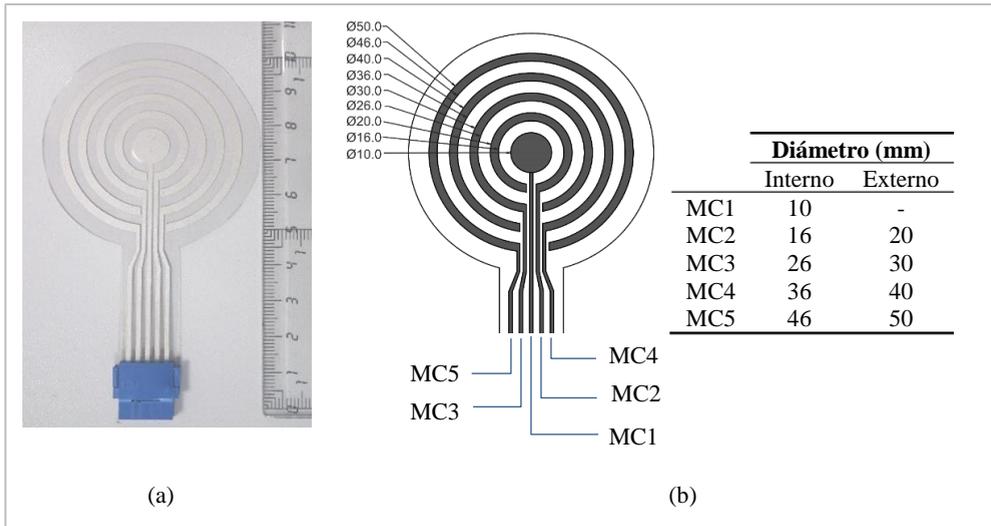


Figura 3-1. (a) Electrodo multianular. (b) Dimensiones del electrodo multianular.

3.2.3. Materiales adherentes: Foam y Adhesivo

Para facilitar la adherencia del electrodo multianular a la piel, además de servir como guía para la deposición del gel conductor entre el electrodo y la piel, se han utilizado dos tipos de materiales, *foam* y solo adhesivo. El *foam*, (etilvinilacetato) es un polímero no tóxico que es muy utilizado en electrodos para la captación de bioseñales. Es capaz de aportar rigidez al electrodo sin que éste pierda la propiedad de adaptación a la curvatura del abdomen y proporciona estabilidad al electrodo a los movimientos bruscos (tos, estornudos, movimientos involuntarios del sujeto) [Gruetzmann et al. 2007, Lin et al. 2011, Meziane et al. 2013]. Además, su espesor permitiría depositar una capa de gel más gruesa. El *foam* no tiene propiedades adherentes, la adherencia las da un segundo material adhesivo. Se ha empleado un adhesivo de doble cara (MacTac, TM8710), hecho a base de PET (tereftalato de polietileno) diseñado para adherir productos médicos a la piel humana.

El diseño de la plantilla para el troquelado de los materiales *foam* y solo adhesivo, se puede ver en la figura 3-2. En la figura 3-3 se puede ver el diseño final del electrodo con

sus dos presentaciones, con *foam* y solo con adhesivo. El *foam* utilizado posee un espesor de 1 mm, mientras que el adhesivo es de 104 μm de espesor. Ambos materiales fueron recortados con máquinas de control numéricos (ZUND M1600, Zünd Systemtechnik AG).

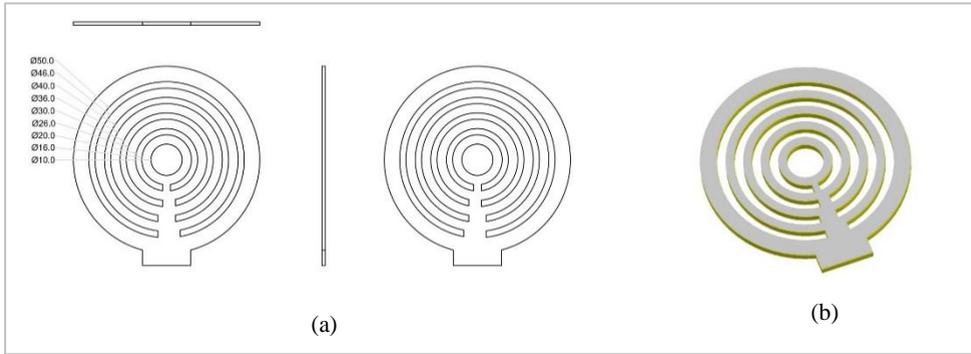


Figura 3-2. (a) Diseño de la plantilla, dimensiones en mm (b) Diseño 3D de la plantilla, tanto para *foam* como para solo adhesivo.

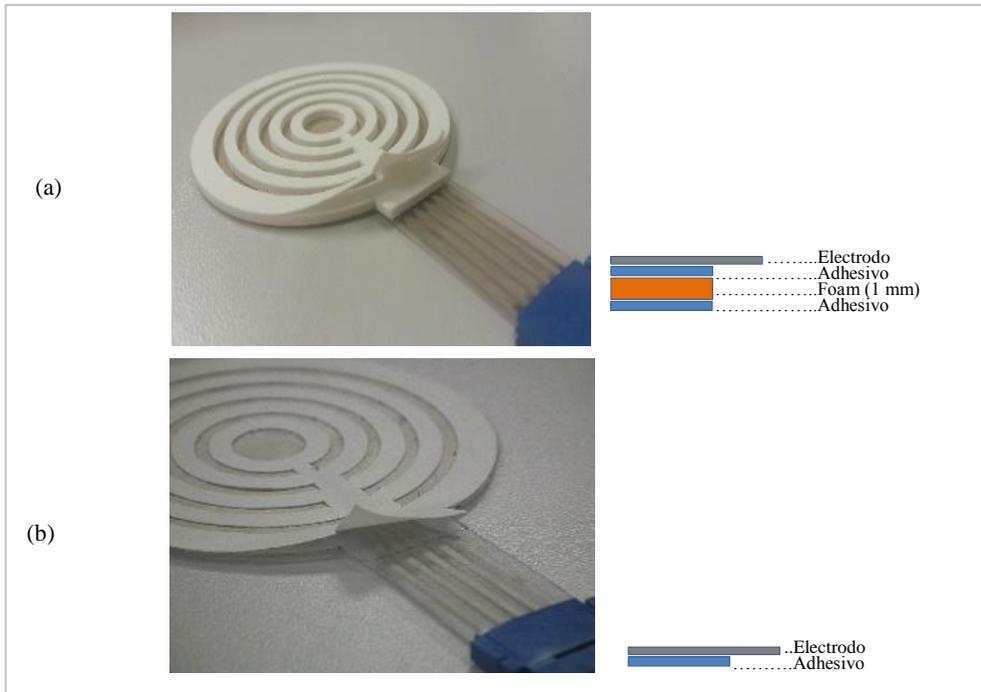


Figura 3-3. (a) Electrodo multianular con Foam. (b) Electrodo multianular con Adhesivo.

3.2.4. Sistema de adquisición y almacenamiento digital de señales

Se ha puesto a punto un sistema de registro que permite la visualización y almacenamiento de las siguientes señales: 5 registros monopolares de EEnG obtenidos con el electrodo multianular (correspondientes a los cuatro anillos y el disco del electrodo), registro bipolar “convencional” obtenido con dos electrodos de disco, señal de respiración, ECG correspondiente con la ML-Derivación-I y las señales de un acelerómetro triaxial (X, Y y Z). Las señales correspondientes del electrodo multianular y bipolar, junto con la del sensor de respiración, fueron amplificadas empleando amplificadores de bioseñales comerciales de uso genérico P511 Grass®, cuyas características fueron descritas en el apartado 2.2.10. Dado que en el laboratorio se dispone de 7 amplificadores de uso genérico P511, la señal de ECG fue amplificada mediante un amplificador externo convencional alimentado a batería.

Todas las señales amplificadas, junto con las señales del acelerómetro, fueron digitalizadas mediante una tarjeta de adquisición comercial, modelo NI USB-6229 BNC de National Instruments®, características descritas en el apartado 2.2.10. Las señales se registraron con una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

El software de adquisición fue una extensión del utilizado en el apartado 2.2.10, realizando modificaciones para que pueda adquirir más canales de señal bioeléctrica de forma simultánea. El procedimiento para guardar los archivos creados por el software de registro, así como la identificación de cada paciente durante los registros siguieron las mismas pautas descritas en la sección 2.3.2. En la figura 3-4 se representa el esquema del sistema de registro completo, donde se puede ver el diagrama de bloques de las conexiones realizadas para poner a punto el sistema de almacenamiento digital de datos.

Para realizar los registros de las diferentes señales, se ajustaron para cada una de ellas las ganancias y las frecuencias de corte de los amplificadores para las señales de registro como se detalla en la tabla 3-2.

Tabla 3-2. Ganancia y frecuencia de corte de los amplificadores.

Señal	Ganancia	Frecuencia corte inferior (Hz)	Frecuencia corte superior (Hz)
Respiración	20 V/mV	0,1	100
ECG	5 V/mV	0,01	30
EEnG bipolar	10 V/mV	0,1	100
EEnG anulares	50 V/mV	0,1	100

El acelerómetro estaba alimentado por una pila de 3 V, y para cada sesión de registro se utilizaba una nueva pila. Como se comentaba en la sección 2.3.2, este dispositivo se conectaba directamente a la tarjeta de adquisición NI USB 6229 como se detalla en la tabla 3-3.

El esquema de conexiones realizado para la adquisición de las diferentes señales se detalla en la tabla 3-3.

Tabla 3-3. Conexiones de los electrodos al amplificador P511 y a la tarjeta de adquisición NI USB 6229.

Canal	Terminal del Electrodo	Amplificador P511		NI USB 6229
		Entrada	Amplificador	
Canal 0 - MC 1	MC1	G1	Amp 1	AI 0
	Masa (M0)	G2		
Canal 1 - MC 2	MC2	G1	Amp 2	AI 1
	Masa (M0)	G2		
Canal 2 - MC 3	MC3	G1	Amp 3	AI 2
	Masa (M0)	G2		
Canal 3 - MC 4	MC4	G1	Amp 4	AI 3
	Masa (M0)	G2		
Canal 4 - MC 5	MC5	G2	Amp 5	AI 4
	Masa (M0)	G1		
Canal 5 - BIP	Monopolar 1 (M1)	G1	Amp 6	AI 5
	Monopolar 2 (M2)	G2		
Canal 6 - Respiración	Resp +	G1	Amp 7	AI 6
	Resp -	G2		
Canal 7 - ECG	RA	-	-	AI 7
	LL	Com		
Canal 8 - Acelerómetro X	Ac. X	-	-	AI 16
Canal 9 - Acelerómetro Y	Ac. Y	-	-	AI 17
Canal 10 - Acelerómetro Z	Ac. Z	-	-	AI 18

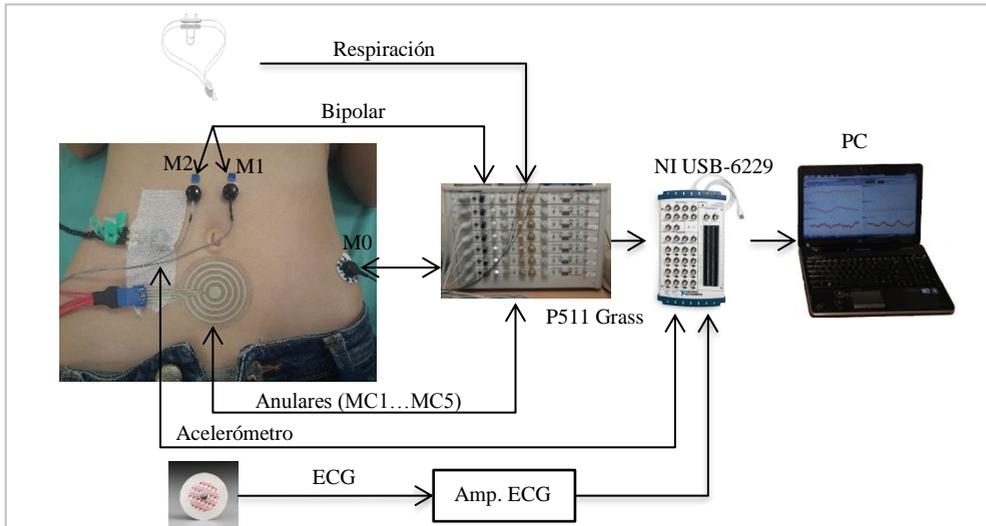


Figura 3-4. Esquema del sistema de registro, adquisición y almacenamiento con el electrodo multianular en posición subumbilical. Señales de EEnG registradas: Bipolar (M1-M2) y Anulares (MC1, MC2, MC3, MC4, MC5). Señales de interferencias: Respiración, ECG, acelerómetro (X, Y, Z).

3.3. Métodos

3.3.1. Protocolo de registro

Se realizaron 20 sesiones de registros en 20 sujetos, diez por cada tipo de electrodo (*foam* y adhesivo) con igual cantidad de hombres y mujeres en cada uno de ellos. El estudio se adhiere a la declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de ética de la Universidad Politécnica de Valencia. Todos los voluntarios han sido informados sobre la naturaleza del estudio, el protocolo de registro y han firmado el formulario de consentimiento.

Al igual que el protocolo de la sección 2.3.1, los registros se realizaron dentro de una jaula de Faraday con los voluntarios de registro en posición decúbito supino (30° de inclinación respecto a la horizontal) y se tomaron los parámetros bioestadísticos básicos tales como peso, talla, sexo, intervenciones quirúrgicas relevantes para el estudio y si sufre de algún trastorno gastrointestinal, cardiovascular o infeccioso.

La preparación de la piel (exfoliación y limpieza con alcohol al 96% mediante *pads* abrasivos) se realizó en las zonas donde estarían posicionados los electrodos: a la altura de la clavícula media derecha e izquierda, región abdominal subumbilical y supraumbilical, y el tobillo derecho. En los sujetos varones con vellos en dichas zonas, fue necesaria la rasuración.

Una vez preparada la piel se procedió a preparar el electrodo multianular a ser utilizado. Para ello se colocó el gel conductor sobre el electrodo multianular con el protector del *foam* o adhesivo aun sin extraer, esparciendo cuidadosamente el gel sobre todos los anillos y asegurándose por medio de inspección visual que hace contacto con los anillos. Luego, se procedió a la colocación del electrodo en la posición subumbilical, colocando el electrodo multianular con su centro a 2,5 cm por debajo del borde del ombligo, como se muestra en la figura 3-5. De aquí adelante se le denomina esta posición de electrodos “posición subumbilical”.



Figura 3-5. Ubicación del electrodo multianular en posición subumbilical, electrodos convencionales de disco en posición supraumbilical y acelerómetro.

De manera análoga se colocaron dos electrodos de cazoleta de Ag/AgCl de 8 mm de diámetro, ubicándolos a 2,5 cm por encima del ombligo y separados entre sí a la misma distancia para el registro de un canal de EEnG bipolar convencional. Un electrodo desechable fue colocado a la altura de la cadera izquierda que actúa de electrodo de referencia en los registros monopolares.

A continuación, se procedió a la colocación de los electrodos y sensores de las principales fuentes de interferencias fisiológicas del EEnG. Como es el caso del ECG, que fue adquirida la ML-Derivación-I, donde fueron colocados tres electrodos, uno a la altura de la clavícula media y el primer espacio intercostal, otro simétrico en el lado derecho y el tercero en la tobillo izquierdo que será utilizado como “masa” de los amplificadores P511. El sensor de respiración se ha colocado debajo de las fosas nasales del sujeto, prestando atención a que los cables queden sujetos por detrás de las orejas y que se encuentre correctamente conectados al amplificador correspondiente.

Un acelerómetro triaxial fue ubicado simétricamente entre los electrodos convencionales de disco sobre la línea media del ombligo, para la detección de movimientos en la zona abdominal que pudieran ocasionar artefactos de movimiento en los registros de EEnG.

Una vez realizadas todas las conexiones pertinentes y cumplimentados todos los datos del voluntario, se inicia un registro de 60 minutos.

A continuación, se procedió a intercambiar de posición los electrodos bipolares convencionales con el electrodo multianular, de modo que ahora los bipolares convencionales se encontraron a 2,5 cm por debajo del ombligo, separados a la misma distancia y el electrodo multianular con su centro a 2,5 cm por encima del ombligo, como se puede ver en la figura 3-6. De aquí en adelante se le denomina a esta posición de electrodos “posición supraumbilical”. Antes de realizar el cambio de posición de los electrodos, se limpió la piel con alcohol y además se volvió a colocar gel a los anillos del electrodo.



Figura 3-6. Ubicación del electrodo multianular en posición supraumbilical, electrodos convencionales de disco en posición supraumbilical y acelerómetro durante la segunda parte del protocolo de registro.

Una vez colocados los electrodos en sus nuevas posiciones, y verificada las conexiones, se procedió a grabar la segunda sesión de registro de 10 minutos de duración.

3.3.2. Tratamiento previo de la señal

Antes de proceder el análisis de las señales captada en superficie abdominal, se eliminaron los segmentos de señales no válidos debido a artefactos de movimiento del registro en crudo y se han realizado también el filtrado de las señales pertinentes. Concretamente, el tratamiento realizado a las señales siguió el mismo esquema utilizado en la sección 2.3.4 el cual se focalizaba como primer paso en la eliminación de los artefactos de movimientos, basados en oscilaciones del acelerómetro y saturación de los canales mediante inspección visual. Luego las señales fueron filtradas paso-bajo con un filtro Butterworth de 5° orden a 0,5 Hz y finalmente remuestreadas a 4 Hz.

Por otro lado, se desea estudiar el efecto de la configuración: monopolar/bipolar del registro mediante electrodos concéntricos. Así pues, del electrodo multianular proporciona 9 señales, 5 monopolares concéntricos (MC-EEnG) que son medidos respecto al electrodo de referencia que se corresponden con el disco central y los 4 anillos y 4 señales bipolares concéntricas (BC-EEnG) obtenidas mediante la siguiente ecuación:

$$BC-EEnG_n = MC-EEnG_{n+1} - MC-EEnG_1 \quad (3-1)$$

Donde $MC-EEnG_{n+1}$, $n=1...4$ es el registro monopolar “crudo” de cada anillo del electrodo, $MC-EEnG_1$ es el potencial del disco central; $n+1$ es el número del anillo que va de 2-5 en orden ascendente al tamaño del anillo; $BC-EEnG_n$ es la correspondiente diferencia de potencial entre cada anillo y el disco.

3.3.3. Análisis espectral

La identificación de la onda lenta intestinal en los registros realizados siguiendo el protocolo descrito en el apartado 3.3.1, se realizó siguiendo un procedimiento análogo al apartado 2.3.5 correspondientes a las señales de EEnG captadas con la matriz de electrodos laplacianos.

En primer lugar, se aplicó un estimador espectral paramétrico (Autorregresivo) de orden 120 calculado sobre ventanas de análisis de 120 segundos de duración con incremento de 15 segundos entre ventanas. Además, para la determinación de la estimación energética de la señal, se empleó el periodograma modificado de Welch sobre ventanas de 120 segundos. Concretamente se empleó una ventana rectangular promediando 3 segmentos de 90 segundos (apartado 2.3.5.1).

En segundo lugar, se han definido parámetros para poder identificar de manera objetiva la presencia de la OL en los registros, como ya fueron descritos en mayor detalle en el apartado 2.3.5.2. Uno de estos parámetros fue la frecuencia dominante de la señal (DF), asociada al pico de mayor energía de las PSDs por encima de 6 cpm. Teniendo en cuenta las ligeras variaciones de la frecuencia de la OL a lo largo del tracto intestinal, el ancho de banda considerado fue de 8-12 cpm. Los anchos de banda para las principales interferencias fueron: baja frecuencia de 6-8 cpm, respiración $DF_{RESP} \pm 1$ cpm.

Considerando la DF de la OL y los anchos de banda, anteriormente descritos, seguidamente se resumen los parámetros calculados:

- **%DF_{FTOL}**: ratio entre el número de ventanas en que la DF se encuentra dentro del ancho de banda de 8 a 12 cpm y el n° total de ventanas analizadas.
- **%DF_{RESP}**: ratio entre el número de ventanas en que la DF se encuentra dentro del ancho de banda de la respiración ($DF_{RESP} \pm 1$ cpm) y el n° total de ventanas analizadas.
- **%DF_{BF}**: ratio entre el número de ventanas en que la DF se encuentra dentro del ancho de banda asociado a baja frecuencia (6 cpm a 8 cpm) y el n° total de ventanas analizadas.
- **%DF_{OTROS}**: ratio entre el n° de ventanas en que la DF no se corresponde a ningún caso anterior (se encuentra fuera del ancho de banda de 8 a 12 cpm, y no corresponde a la interferencia respiratoria, ni interferencia de baja frecuencia) y el n° total de ventanas analizadas.
- **%DF_{OL}**: ratio entre el número de casos en que la DF de la señal se corresponde con el ancho de banda de la OL una vez descartado los asociados a baja frecuencia y/o interferencia respiratoria.
- **S/I_{RESP}**: ratio señal/interferencia de respiración. Potencia de la señal en el rango de la OL y la potencia en el ancho de banda de la respiración (ver ecuación (2-2)).
- **S/I_{ECG}**: ratio señal/interferencia de ECG. Ratio entre la diferencia de la potencia total de la señal y la interferencia estimada del ECG, con la potencia de la interferencia estimada del ECG (ver ecuación (2-3)).

- **S/I_{BF}**: ratio entre la potencia de la señal en el rango de la OL y la potencia de la señal en el rango de la baja frecuencia (ver ecuación (2-1)).
- **DF_{OL}**: frecuencia dominante de los casos correspondientes a %DF_{OL}.
- **%ER**: ratio entre el número de ventanas en que la DF se encuentra dentro del rango de la MDF (valor promedio de la frecuencia dominante de la señal analizada) en ± 2 cpm y el n° total de ventanas analizadas.
- **VM**: variabilidad media, promedio de la variación de la frecuencia dominante entre ventanas consecutivas en el rango de 8 a 12 cpm (ver ecuación (2-4)).

3.3.4. Estudio factorial $2 \times 2 \times 2$

3.3.4.1. Factores a considerar

En este apartado se pretende analizar el efecto de la configuración del electrodo, material adherente y posición del electrodo sobre la calidad de los registros del EEnG y su capacidad de captar la actividad marcapaso intestinal. Respecto a la configuración del electrodo, se estudiará la diferencia entre los registros monopolares y bipolares concéntricos obtenidos del electrodo multianular. Por otro lado, se analizará si la inclusión de la capa *foam* permite mejorar la interfaz electrodo-piel, siendo éste uno de los factores primordiales para la captación del potencial bioeléctrico. Finalmente se analizará la influencia de la posición de los electrodos (zona subumbilical y supraumbilical) sobre la calidad de los registros.

Por tanto, son tres los factores principales tenidos en cuenta en el estudio: Configuración, Material y Posición del electrodo. Cada factor tiene dos niveles posibles tales como, monopolar concéntrico vs bipolar concéntrico (MC-EEnG – BC-EEnG) para Configuración; *foam* vs adhesivo (*Foam* – Adh) para Material; y Subumbilical vs Supraumbilical (Sub – Supra) para Posición. El análisis de estos factores se llevará a cabo empleando un enfoque factorial $2 \times 2 \times 2$. Los valores de MC-EEnG y BC-EEnG se corresponderán con la media de los valores de los parámetros de los registros monopolares concéntricos y las medias de los bipolares concéntricos respectivamente.

Así, cada factor constará de dos niveles, a los que se llamarán nivel alto que estará representado mediante un “1” y nivel bajo, representado por un “0”. Las combinaciones posibles se pueden observar en la siguiente tabla:

Tabla 3-4. Combinaciones a analizar en el diseño factorial 2×2×2.

Combinación	Configuración (C)	Material (M)	Posición (P)
		BC = 0 MC = 1	Foam = 0 Adh = 1
(0)	BCFoSb	0	0
(1)	BCFoSp	0	1
(2)	BCAdSb	1	0
(3)	BCAdSp	1	1
(4)	MCFoSb	0	0
(5)	MCFoSp	0	1
(6)	MCAdSb	1	0
(7)	MCAdSp	1	1

Así, las pruebas a ser estudiadas serán las ocho combinaciones posibles entre estos factores, valorando los efectos principales y sus interacciones (dobles y triples) [Box et al. 2005, Montgomery 2001].

3.3.4.2. Valoración del efecto de los factores

El **Efecto Principal** de un factor con dos niveles se estima mediante la diferencia entre la media de las pruebas en que se encuentre a un nivel alto (“1”) y la media de las que se encuentre a un nivel bajo (“0”), es decir, se estudia el efecto para el promedio de las condiciones de los factores restantes [Box et al. 2005, Montgomery 2001, Romero y Zúñica 2005], como muestran las ecuaciones (3-2), (3-3) y (3-4) .

Atendiendo a que el número de voluntarios es de 10 por cada material, se puede considerar además como un estudio con 10 réplicas (r), completando un total de N = 8×r observaciones.

$$\begin{aligned}
 Efecto_C &= Media_{(C=1)} - Media_{(C=0)} = \left(\sum CXX - \sum \bar{C}XX \right) \\
 &= \left(\sum 1XX - \sum 0XX \right) \\
 &= \frac{1}{4r} [(4) + (5) + (6) + (7) - (0) - (1) - (2) - (3)]
 \end{aligned} \tag{3-2}$$

$$\begin{aligned}
 Efecto_M &= Media_{(M=1)} - Media_{(M=0)} = \left(\sum XMX - \sum X\bar{M}X \right) \\
 &= \left(\sum X1X - \sum X0X \right) \\
 &= \frac{1}{4r} [(2) + (3) + (6) + (7) - (0) - (1) - (4) - (5)]
 \end{aligned} \tag{3-3}$$

$$\begin{aligned}
 Efecto_p &= Media_{(p=1)} - Media_{(p=0)} = \left(\sum XXP - \sum XX\bar{P} \right) \\
 &= \left(\sum XX1 - \sum XX0 \right) \\
 &= \frac{1}{4r} [(1) + (3) + (5) + (7) - (0) - (2) - (4) - (6)]
 \end{aligned} \tag{3-4}$$

Los efectos principales muestran, en promedio, como cada factor afecta al parámetro en cuestión. Sin embargo, para poder interpretarlas se deben tener en cuenta las interacciones. Es decir, antes de interpretar los efectos principales se debe considerar si existen interacciones significativas, si así lo fuese, no se puede interpretar individualmente cada efecto principal [Box et al. 2005, Romero y Zúñica 2005].

Las interacciones miden las influencias que tienen la combinación de factores en los valores de los parámetros. Se trata de observar si existe dependencia entre factores que hace que los parámetros varíen significativamente. Existirá interacción cuando el efecto de un factor es distinto en los niveles del otro factor. Por ejemplo, si se calcula la diferencia promedio entre configuración bipolar y configuración monopolar, para material adhesivo (M=1) y se calcula la diferencia promedio entre configuración bipolar y configuración monopolar, para *foam* (M=0), y ambas diferencias resultantes tienden a ser iguales (se cancelan) se estaría diciendo que no existe interacción entre los factores configuración y material. El efecto de las interacciones dobles se estima como la diferencia promedio entre un factor en los niveles alto y bajo del factor con el cual se desarrolla la interacción, como se muestra en la ecuación (3-5), (3-6) y (3-7).

$$\begin{aligned}
 Efecto_{cM} &= \frac{1}{2} [Efecto_{(C|M=1)} - Efecto_{(C|M=0)}] \\
 &= \frac{1}{2} \left[\left(\sum CMX - \sum \bar{C}MX \right) - \left(\sum C\bar{M}X - \sum \bar{C}\bar{M}X \right) \right] \\
 &= \frac{1}{2} \left[\left(\sum 11X - \sum 01X \right) - \left(\sum 10X - \sum 00X \right) \right] \\
 &= \frac{1}{2} \left[\left(\frac{(6) + (7)}{2r} - \frac{(2) + (3)}{2r} \right) - \left(\frac{(4) + (5)}{2r} - \frac{(0) + (1)}{2r} \right) \right] \\
 &= \frac{1}{4r} [(0) + (1) + (6) + (7) - (2) - (3) - (4) - (5)]
 \end{aligned} \tag{3-5}$$

$$\begin{aligned}
 Efecto_{CP} &= \frac{1}{2} [Efecto_{(C|P=1)} - Efecto_{(C|P=0)}] \\
 &= \frac{1}{2} [(\sum CXP - \sum \bar{C}XP) - (\sum CX\bar{P} - \sum \bar{C}X\bar{P})] \\
 &= \frac{1}{2} [(\sum 1X1 - \sum 0X1) - (\sum 1X0 - \sum 0X0)] \\
 &= \frac{1}{4r} [(0) + (2) + (5) + (7) - (1) - (3) - (4) - (6)]
 \end{aligned} \tag{3-6}$$

$$\begin{aligned}
 Efecto_{MP} &= \frac{1}{2} [Efecto_{(M|P=1)} - Efecto_{(M|P=0)}] \\
 &= \frac{1}{2} [(\sum XMP - \sum X\bar{M}P) - (\sum XM\bar{P} - \sum X\bar{M}\bar{P})] \\
 &= \frac{1}{2} [(\sum X11 - \sum X01) - (\sum X10 - \sum X00)] \\
 &= \frac{1}{4r} [(0) + (3) + (4) + (7) - (1) - (2) - (5) - (6)]
 \end{aligned} \tag{3-7}$$

Se puede demostrar que:

$$Efecto_{CM} = Efecto_{MC} \tag{3-8}$$

$$Efecto_{CP} = Efecto_{PC} \tag{3-9}$$

$$Efecto_{MP} = Efecto_{PM} \tag{3-10}$$

Por último, se analiza en qué grado el efecto de un factor puede depender del efecto de la combinación de los otros dos, dicho de otro modo, en qué grado la interacción observada en las ecuaciones anteriores va a depender del valor que tome el tercer factor. Si la interacción doble resulta significativa, hay que interpretar si esa interacción se debe a una dependencia entre los dos factores interactuantes o si realmente el tercer factor influye en esa interacción doble. Para esto se define una interacción triple CMP como el promedio de la diferencia entre la interacción CM cuando P se encuentra en el nivel “1” y la interacción CM cuando P se encuentra en el nivel “0”, es decir que dicha interacción se estima por la diferencia entre la media de las pruebas en que CMP se encuentra en nivel alto y la media de las pruebas de nivel bajo, como se indica en la ecuación (3-1). [Box et al. 2005, Montgomery 2001, Romero y Zúnica 2005, Toutenburg 2009].

$$\begin{aligned}
 Efecto_{CMP} &= \frac{1}{2} [Efecto_{(CMP=1)} - Efecto_{(CMP=0)}] \\
 &= \frac{1}{2} [(CMP - \bar{CMP}) - (CMP - \bar{CMP})] - [(CMP - \bar{CMP}) - (CMP - \bar{CMP})] \quad (3-1) \\
 &= \frac{1}{4r} [(1) + (2) + (4) + (7) - (0) - (3) - (5) - (6)]
 \end{aligned}$$

Se calculará cada uno de los *Efectos* anteriores sobre cada parámetro característico de la señal de EEnG definidos en las secciones 2.3.5.2. y 3.3.2. (p.e. sobre %DF_{RESP}, sobre S/I_{RESP}); en cada caso el efecto es una diferencia de los valores medios del parámetro en las distintas situaciones, teniendo por lo tanto las mismas unidades que el parámetro analizado.

Como varios parámetros tienen unidades distintas (porcentajes, dB, cpm), los valores de los efectos serán normalizados con la media total de cada parámetro, como sigue:

$$Efecto_K (\%) = \frac{Efecto_K}{M_Y} \times 100 \quad (3-11)$$

Siendo “M_Y” la media global del parámetro “Y” sobre el que se está calculando el efecto, y “K” los efectos descritos con anterioridad.

Debido a que el *Efecto_K* es una diferencia de medias dos grupos de datos agrupados, para determinar qué efectos resultan significativos estadísticamente, un test t fue llevado a cabo, con un valor significativo para α=0,05.

Otro aspecto importante a tener en cuenta en este estudio es el tipo de análisis utilizado para la valoración de los efectos de los factores. Este estudio se sirve de estos efectos factoriales para interpretar el comportamiento de los factores en cada parámetro. Los diseños factoriales son muy utilizados en ingeniería, en la industria para el proceso de desarrollo de productos, en economía y en ciencias sociales. Esta versatilidad se debe a la facilidad de su utilización y la posibilidad de interpretación rápida de los resultados en base a unos factores definidos previamente [Box et al. 2005, Daniel 1976, Hair et al. 1999, Romero y Zúnica 2005].

3.3.5. Búsqueda de combinación óptima de factores

Para determinar qué combinación de factores resulta más idónea para la captación del EEnG en superficie, definiremos la **ratio de mejora** de un parámetro “Y” (**RM_Y**) de forma que su valor varíe entre “1” para la combinación de factores que arroja el mejor resultado de valor medio de un parámetro, y “0” para la peor de las 8 combinaciones de factores. Se entiende que el “mejor” resultado para un parámetro será su valor máximo si se trata de un parámetro “beneficioso” p. ej. una mayor ratio señal/interferencia, y será su valor mínimo si es un parámetro “perjudicial” para la calidad de la señal p. ej. un mayor porcentaje de frecuencias dominantes asociadas a una interferencia. Con esta idea, dicho

ratio para una combinación de factores “i” dada.

$$RM_{Yi} = \frac{M_{Yi} - \min\{M_{Yi}\}}{\max\{M_{Yi}\} - \min\{M_{Yi}\}} \quad (3-12)$$

para $Y = 1 \dots 5$ parámetros “beneficiosos” (ver tabla 3-5); definidos en la secciones 2.3.5.2 y 3.3.2; $i=0 \dots 7$, siendo “i” cada grupo o combinación de factores ensayadas; M_{Yi} es la media del parámetro “Y” en el grupo “i”;

$$RM_{Yi} = \frac{\max\{M_{Yi}\} - M_{Yi}}{\max\{M_{Yi}\} - \min\{M_{Yi}\}} \quad (3-13)$$

para $Y = 6 \dots 10$ parámetros “perjudiciales” (ver tabla 3-5); definidos en la secciones 2.3.5.2 y 3.3.2; $i=0 \dots 7$, siendo “i” cada grupo o combinación de factores ensayadas; M_{Yi} es la media del parámetro “Y” en el grupo “i”;

Para estimar si una combinación de factores resulta en una mejora o en un empeoramiento global en la “calidad” de la señal de EEnG y la capacidad para detectar la OL intestinal, a cada ratio de mejora de parámetro se le asignará un peso. El valor del peso se asigna de acuerdo a la mayor o menor relevancia al parámetro en cuestión, siendo esta relevancia asignada según la experiencia del grupo de investigación y atendiendo a la importancia de dicho parámetro para la captación de la OL manteniendo una distribución equitativa entre los parámetros basados en la misma interferencia.

Los pesos asociados a cada parámetro se muestran en la tabla 3-5, donde se puede ver que el peso más alto (0,25) es asignado al %DF_{FTOL}, ya que es importante aquella combinación que resulte una mejor captación de la actividad OL intestinal, donde la frecuencia dominante de la señal se corresponde directamente con la asociada a la frecuencia de la OL; los parámetros que valoran las principales interferencias, como respiración y baja frecuencia, son ponderados equitativamente (0,125) para cada interferencia, siendo entonces 0,0625 el peso de cada uno de los dos parámetros que valoran a cada una de esas interferencias (%DF_{RESP}, S/I_{RESP}, %DF_{BF} y S/I_{BF}); de manera análoga con los parámetros que indican “ritmicidad” de la frecuencia dominante como %ER y VM, tuvieron un factor en conjunto de 0,125, de modo que cada parámetro tenga un peso de 0,0625. Al parámetro %DF_{OL} se le ha asignado la mitad del peso del parámetro %DF_{FTOL} (0,125), debido a que su valor está condicionado por las interferencias; el %DF_{OTROS} también es ponderado por el mismo valor (0,125) puesto que interesan aquellas combinaciones que tengan valores más pequeños de este parámetro. Por último, y no menos importante, la ratio S/I_{ECG} se ha ponderado por el valor 0,125. Si bien el ECG está fuera del rango de la OL, y que las ponderaciones están centradas en la detección de la OL, no se descarta el uso del electrodo para la detección de los *spikes bursts* intestinales. En este caso es importante contar con un electrodo con mejor nivel de ratio señal-interferencia de ECG, y por ello también se le ha asignado un peso del 0,125.

Evidentemente, el método propuesto de ratios de mejora no es el único método para ponderar los distintos parámetros para determinar la mejor combinación, sin embargo, presenta una forma sencilla y eficiente para diferenciar la “calidad” de cada combinación y dicho método se puede aplicar a otro sistema de comparación de electrodos o combinación de factores de registro. Técnicas como el análisis factorial también pueden ser empleados para la discriminación de la combinación más idónea y que son utilizadas en otras áreas [Garde-Cerdán et al. 2008, Hair et al. 1999, Morrison 1967]. Sin embargo, este tipo de estudio tiene como objetivo la reducción de la dimensión del estudio, lo cual no es lo que se pretende en este trabajo, ya que se perdería de vista el comportamiento que tienen los factores en cada parámetro, y además reduciendo la dimensión se estarían perdiendo información relevante acerca de la capacidad de los electrodos para captar el EEnG en superficie.

Finalmente, la suma ponderada de las ratios de mejora de cada parámetro se recoge en el parámetro *ratio de mejora global* (RM_{global}) para cada combinación de factores “i”:

$$RM_{global_i} = \sum_{Y=1}^{10} (p_Y * RM_{Yi}) \tag{3-14}$$

Con esta definición, RM_{global} valorará cómo de cerca estaría esa combinación “i” de un caso ideal en el que se empleara la combinación óptima para cada uno de los parámetros ensayados. Un “1” sería óptimo y un “0” el peor p. ej. utilizar siempre la peor combinación posible para cada parámetro.

Tabla 3-5. Pesos correspondientes a los ratios de mejora de parámetros intervinientes en la selección de combinación de factores más adecuados.

Y	Ratio de Mejora (RM_Y)	Pesos (p_Y)
1	%DF _F TOL	0,25
2	%DF _O L	0,125
3	S/I _E CG	0,125
4	S/I _R ESP	0,0625
5	S/I _B F	0,0625
6	%DF _R ESP	0,0625
7	%DF _B F	0,0625
8	%DF _O TROS	0,125
9	%E _R	0,0625
10	VM	0,0625

3.3.6. Determinación del tamaño óptimo de los electrodos anulares para el registro del EEnG y comparación con los bipolares convencionales

Una vez seleccionada la combinación de factores más idónea para la captación del EEnG en superficie, se pretende determinar el tamaño del anillo óptimo en base a los parámetros obtenidos de la señal EEnG.

Para determinar si existen diferencias entre los parámetros asociados a la captación de la OL intestinal en función de la dimensión del tamaño de los electrodos anulares, se lleva

a cabo un análisis de grupo. Concretamente, se realizó un test ANOVA para cada parámetro, estableciendo $p < 0,05$ como nivel de significancia. Al mismo tiempo, los parámetros asociados al registro bipolar obtenidos con electrodos convencionales de disco (BIP) formarán parte del grupo estudiado, para así poder compararlo con los resultados con los distintos tamaños de anillos.

Si el análisis ANOVA resultase significativo, habría que discernir qué electrodos anulares presentan un valor promedio distinto entre sí, o si existen subgrupos homogéneos, para esto, se llevó a cabo el test de Tukey de comparaciones múltiples con un nivel de confianza del 95%.

De forma análoga al apartado 3.3.5, las ecuaciones (3-12), (3-13) y (3-14) de ratios de mejora (RM), son utilizadas para comparar los resultados obtenidos con los registros de EEnG captados con el electrodo multianular (monopolares o BCs) y determinar la técnica de registro idónea para la captación del EEnG. Los pesos utilizados son los mismos que los citados en la tabla 3-5, de modo que el criterio de selección será el correspondiente al RM más alto.

3.4. Resultados

3.4.1. Registro del EEnG en superficie abdominal con electrodo multianular y electrodos convencionales de disco

Como ya se ha descrito en el apartado 3.3.2, se realizaron registros en superficie abdominal de cinco señales monopares concéntricas de EEnG (MC-EEnG), a partir de las cuales se obtuvieron 4 señales bipolares concéntricas (BC-EEnG), la señal de respiración (RESP), la señal bipolar de EEnG captada con electrodos convencionales (BIP), el ECG en ML-Derivación-I reducida y las señales proporcionadas por el acelerómetro asociadas a los movimientos en los tres ejes (X, Y y Z).

En las figuras 3-7 al 3-10 se pueden ver ejemplos de 60 s de señales para electrodos multianulares con los dos materiales (*Foam* - Adhesivo) y situados en las dos posiciones de registro anteriormente descritas (subumbilical - supraumbilical). En cada una de ellas se representan: en primer lugar, las cinco señales MC-EEnG, le siguen las cuatro BC-EEnG, el registro bipolar, la señal de respiración, el ECG y por último las tres señales del acelerómetro.

Se puede ver en todas las señales, con independencia del material y la posición de registro, que la configuración MC-EEnG tiene un rango de **amplitud** mayor que la configuración BC-EEnG.

Con respecto al electrodo con adhesivo, no se observaron diferencias en las amplitudes de los diferentes anillos con la configuración MC-EEnG, donde los valores medios de amplitud fueron de $71,3 \pm 14,1 \mu\text{V}$ en la posición subumbilical y $73,5 \pm 20,1 \mu\text{V}$ para la posición supraumbilical (figuras 3-7 y 3-8). Sin embargo, con la configuración

BC-EEnG se observó que la amplitud aumentaba con el tamaño del anillo. Así, en la posición subumbilical, la amplitud promedio para el BC1-EEnG fue de $8,32 \pm 2,33 \mu\text{V}$; para el BC2-EEnG $25,12 \pm 14,15 \mu\text{V}$; para el BC3-EEnG $20,66 \pm 17,40 \mu\text{V}$ y para el BC4-EEnG $30,80 \pm 13,42 \mu\text{V}$. Un ejemplo de este comportamiento se puede ver en la figura 3-7. Por otro lado, en la posición supraumbilical, se observó la misma tendencia en las amplitudes de los registros, aunque con más variabilidad, donde el BC1-EEnG en promedio tuvo una amplitud de $11,12 \pm 11,16 \mu\text{V}$; el BC2-EEnG de $13,46 \pm 11,31 \mu\text{V}$; el BC3-EEnG de $17,01 \pm 12,72 \mu\text{V}$ y el BC4-EEnG de $19,9 \pm 16,1 \mu\text{V}$.

Con respecto al electrodo con *foam*, de forma similar al material anterior, se observó que las amplitudes de los anillos MC-EEnG fueron en promedio de $90,25 \pm 10,41 \mu\text{V}$ para la posición subumbilical y $92,50 \pm 15,12 \mu\text{V}$ para la posición supraumbilical, no encontrándose diferencias en ambas posiciones. Las amplitudes de registros en configuración BC-EEnG fueron menores al adhesivo. Así, en la posición subumbilical, BC1-EEnG fue de $5,02 \pm 1,56 \mu\text{V}$; en el BC2-EEnG fue de $6,06 \pm 2,61 \mu\text{V}$; en el BC3-EEnG de $9,04 \pm 3,08 \mu\text{V}$ y en el BC4 de $6,75 \pm 4,06 \mu\text{V}$. Por otro lado, en la posición supraumbilical, los valores de la configuración BC-EEnG aumentaron, aproximándose más a los valores obtenidos al electrodo con adhesivo, donde el BC1-EEnG tuvo una amplitud de $7,41 \pm 9,41 \mu\text{V}$; el BC2-EEnG de $10,6 \pm 16,5 \mu\text{V}$; el BC3-EEnG de $15,8 \pm 20,4 \mu\text{V}$ y el BC4-EEnG de $15,4 \pm 23,9 \mu\text{V}$. Cabe destacar que existía una considerable variabilidad de amplitud, tanto entre sujetos como en un mismo sujeto.

Por último respecto a la señal bipolar convencional (BIP), se observó que en promedio la amplitud estuvo en $79,30 \pm 22,12 \mu\text{V}$ para la posición supraumbilical y $53,46 \pm 29,22 \mu\text{V}$ para la posición subumbilical.

En las figuras 3-7 al 3-10, se pueden apreciar la presencia de **interferencia cardíaca**. Se puede observar que esta interferencia afectó más a las señales de la configuración MC-EEnG y BIP, y que las señales de la configuración BC-EEnG se vieron menos afectadas por la interferencia cardíaca, independientemente del material y la posición. Se puede ver también que esta interferencia varía entre sujetos (figuras 3-7 y 3-8). Para cuantificar esta interferencia, se ha calculado la ratio señal/interferencia cardíaca S/I_{ECG} de cada canal de registro, cuyo resumen agrupado por configuración y material se detalla en las tablas 3-7 y 3-8 que se comentarán más adelante. En el Anexo 4 se incluyen las tablas totales específicas para cada tamaño de anillo del electrodo.

Por otro lado, se puede observar en las figuras 3-7 al 3-10 oscilaciones de **baja frecuencia**, que afectan de manera acentuada a los registros BC-EEnG, si bien no se identifica esta interferencia en todos los canales de registro BC-EEnG, también afecta a los registros bipolares convencionales y a los MC-EEnG. La interferencia de baja frecuencia se abordará con más detalle en el apartado 3.4.2.

Con respecto a la influencia de la **interferencia respiratoria** en los registros de superficie abdominal, y al igual que ocurre con las interferencias citadas anteriormente, varía entre sujetos, la configuración, tipo de electrodo y de la posición del registro. Así, se puede apreciar en las figuras 3-7, 3-8 y 3-8, que la presencia de la interferencia

respiratoria es más notoria en los registros bipolares convencionales y los MC-EEnG en comparación con los registros BC-EEnG. Además, hay una tendencia a que la presencia de la interferencia respiratoria aumente en la posición supraumbilical. Esta interferencia se ha cuantificado mediante dos parámetros, el $\%DF_{RESP}$ y S/I_{RESP} , cuyos valores se pueden encontrar más detalladamente dependiendo de las condiciones del registro, en las tablas 3-7 y 3-8 que se comentarán más adelante. En el apartado 3.4.2, se analiza con más detalle esta interferencia.

Como se pudo apreciar, las interferencias observadas y la débil amplitud de los registros en superficie abdominal dificultan la identificación de la OL por simple inspección visual. Debido a esto, técnicas de análisis espectral serán empleadas para cuantificar dichas interferencias y a la vez identificar la OL. Sin embargo, en la figura 3-7 y 3-8, más concretamente en las configuraciones BC1-4, se pueden observar oscilaciones con frecuencias entre aproximadamente 9 cpm y 10 cpm que se pueden atribuir a la OL intestinal.

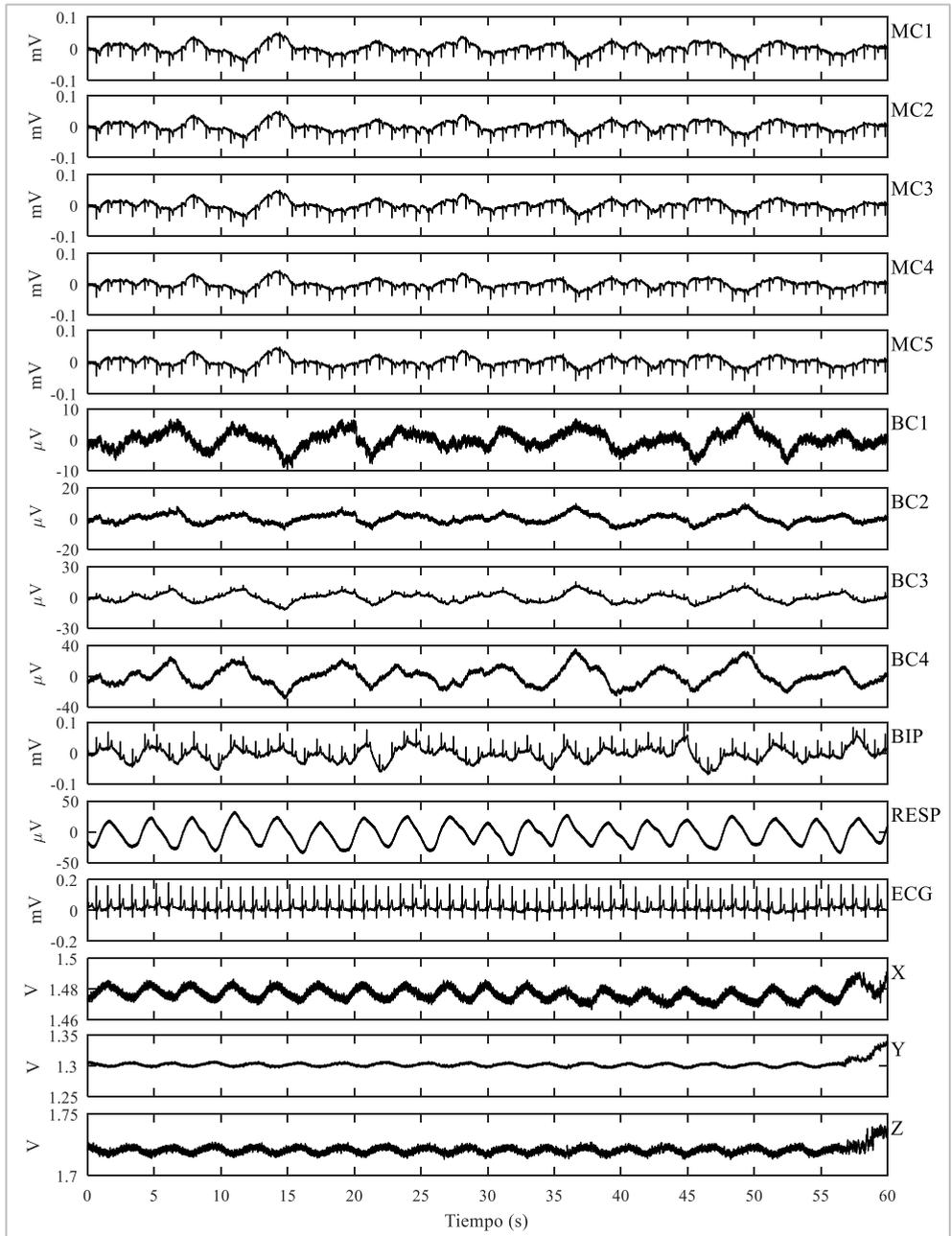


Figura 3-7. Sesenta segundos de registros simultáneos correspondientes a: monopoles concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntricos (BC1-4) en adhesivo subumbilical; bipolar convencional (BIP) supraumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 6 ϕ .

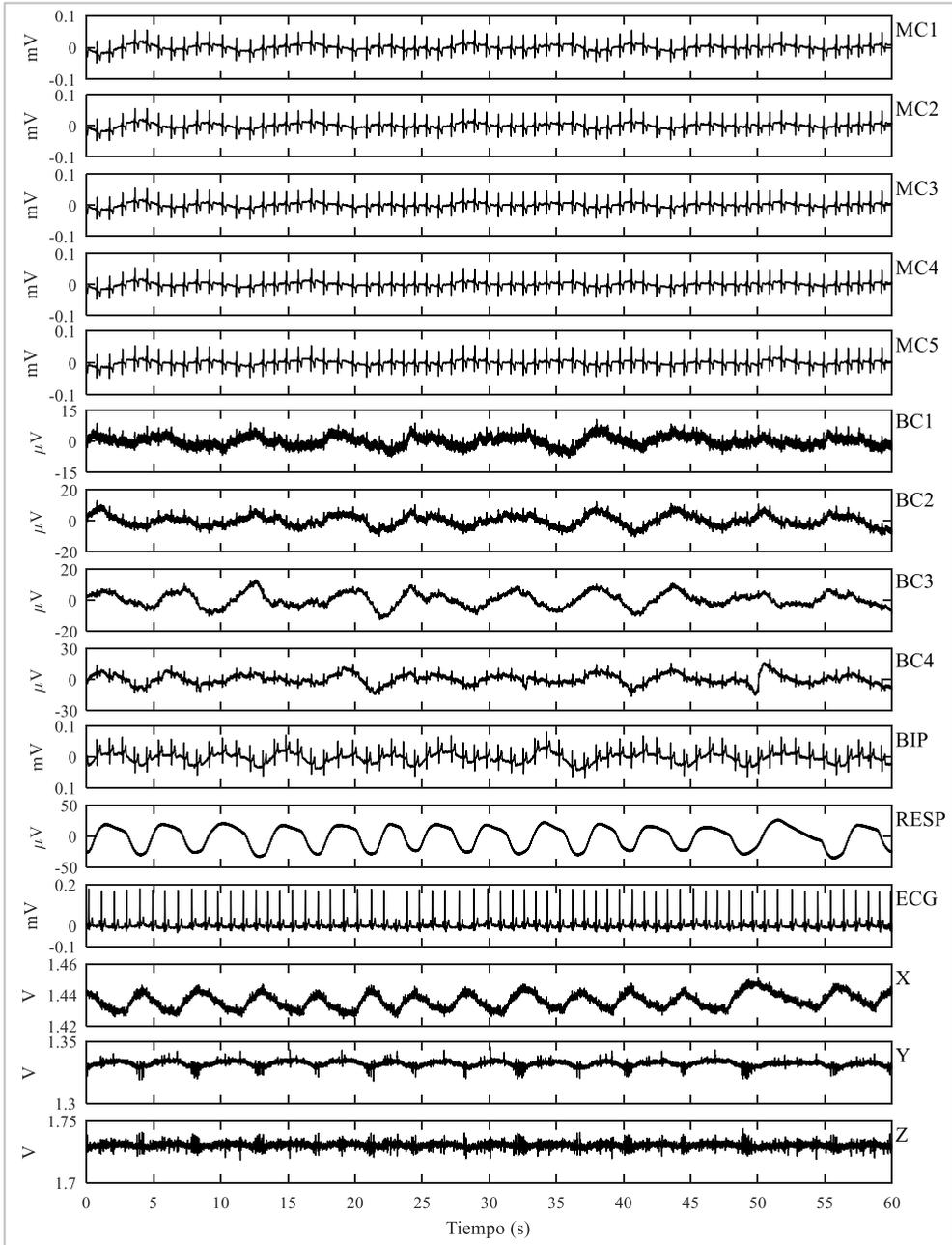


Figura 3-8. Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopoles concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) en adhesivo y supraumbilical; bipolar convencional (BIP) subumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 10₃

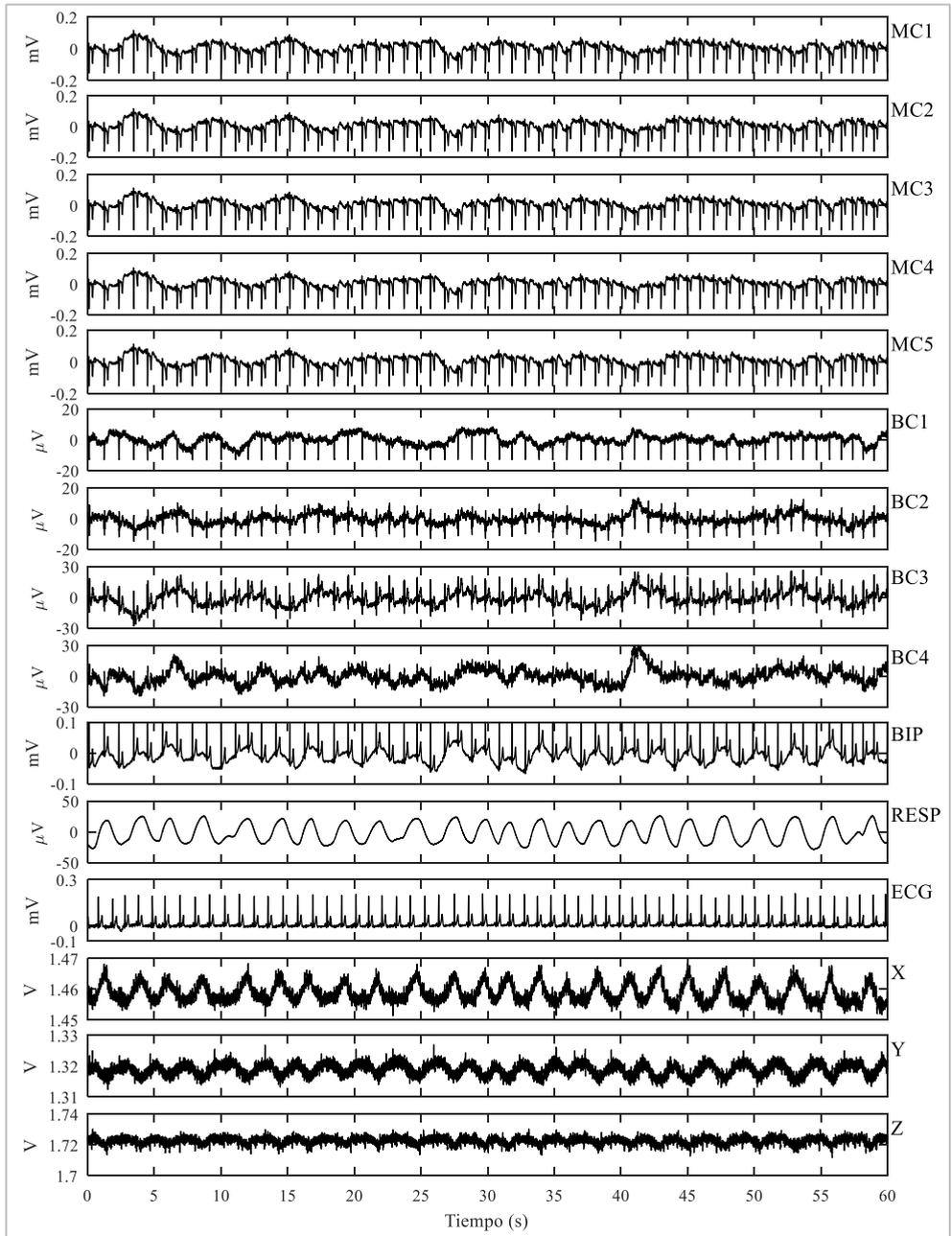


Figura 3-9. Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) *foam* subumbilical; bipolar convencional (BIP) supraumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 2 δ

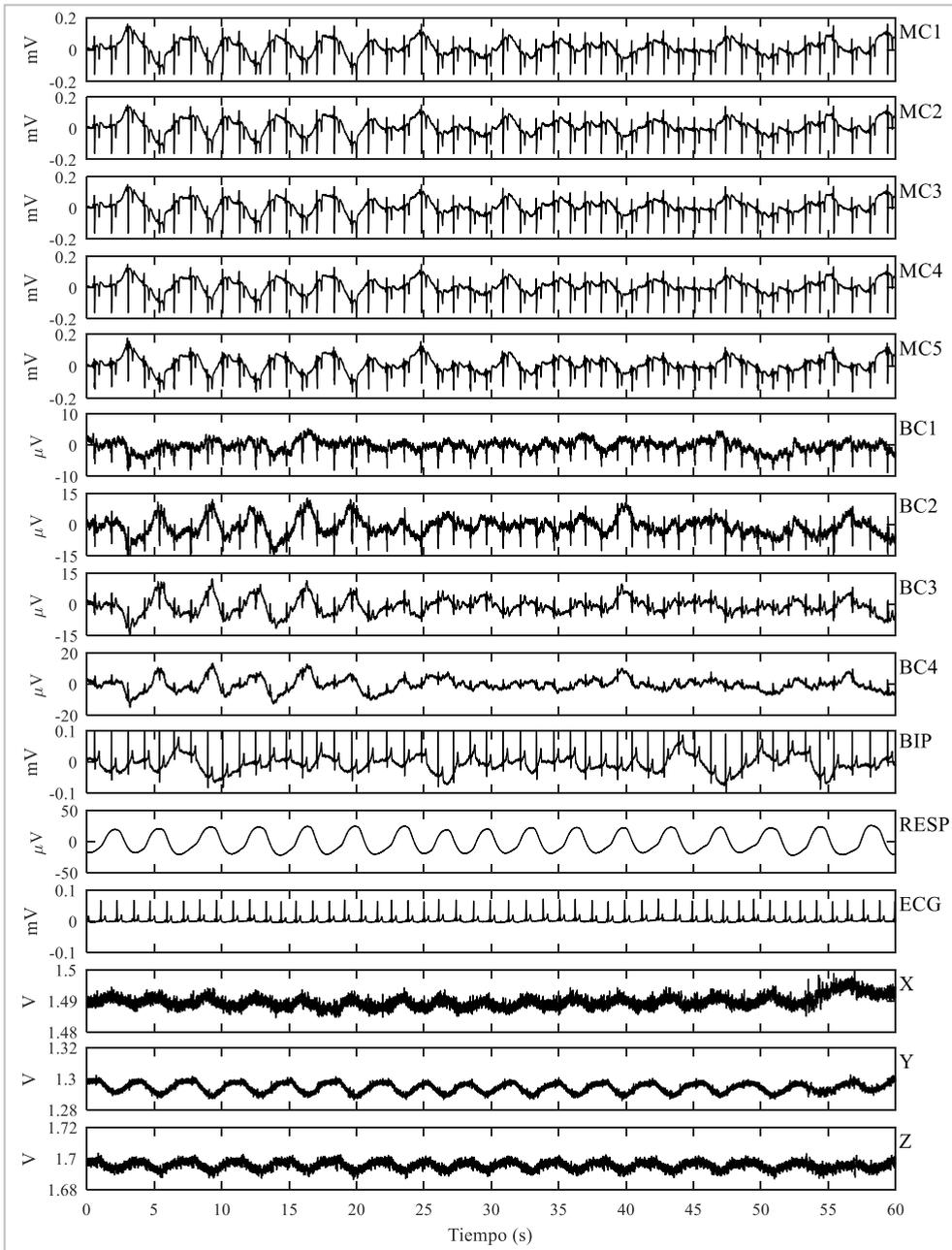


Figura 3-10. Sesenta segundos de registro simultáneo correspondientes a: monopolares concéntricos (MC1-5) y bipolares concéntrico (BC1-4) *foam* supraumbilical; bipolar convencional (BIP) subumbilical, respiración (RESP), ECG en derivación I reducida y señales del acelerómetro en sus tres ejes (X, Y, Z). Sesión 14 ϕ

Como se había mencionado, no todos los registros se encontraron libres de artefactos. Los bloques que contenían **artefactos de movimiento** no fueron utilizados, y en base a esto se calculó un porcentaje de pérdida de datos promedio por cada tipo de electrodo, cuyos valores se pueden ver en la tabla 3-6.

Tabla 3-6. Tabla de pérdida de datos promedio. Porcentaje de datos perdidos para cada canal de registro. Media \pm desviación típica de para n=10 en cada material.

	Foam (%)	Adhesivo (%)
MC1-EEnG	1,02 \pm 1,01	1,32 \pm 1,12
MC2-EEnG	1,02 \pm 1,17	1,38 \pm 1,25
MC3-EEnG	1,04 \pm 1,04	1,45 \pm 1,32
MC4-EEnG	1,25 \pm 1,03	1,32 \pm 1,05
MC5-EEnG	1,12 \pm 1,10	1,48 \pm 1,38
BC1-EEnG	1,09 \pm 1,22	1,42 \pm 1,12
BC2-EEnG	1,10 \pm 1,34	1,49 \pm 1,32
BC3-EEnG	1,28 \pm 1,05	1,34 \pm 1,25
BC4-EEnG	1,34 \pm 1,83	1,52 \pm 1,36
BIP	1,28 \pm 1,20	1,19 \pm 1,03
ECG	1,02 \pm 0,97	0,92 \pm 1,10
RESP	3,87 \pm 2,98	4,01 \pm 3,31

En general, la pérdida de datos al utilizar el electrodo con *foam* y adhesivo fue del orden del 1 %, pero como se puede ver, existe mucha variación entre los sujetos registrados (desviación típica del mismo orden de magnitud). Hay que aclarar que no hay diferencias en cuanto a colocación o sensor utilizado para las señales BIP, ECG y RESP, cuando se realizan registros con *foam* o adhesivo, por tal motivo y como es de esperar no hay diferencias significativas con la pérdida de datos promedio en estas señales.

3.4.2. Análisis de las señales de superficie en el rango de la Onda Lenta

Como se ha visto en el apartado anterior, la simple inspección visual dificulta la observación de la onda lenta, si bien porque la amplitud es muy pequeña o por la presencia de artefactos que se presentan en su mismo ancho de banda (8 – 12 cpm) o porque el artefacto es de mayor amplitud que la propia señal a medir, como son las interferencias de baja frecuencia y respiración (y en algunos casos como el ECG, figura 3-9). Por tales motivos, se realizó un análisis de densidad espectral de potencia (PSD), utilizando en ventanas de 120 segundos con desplazamiento de 15 segundos (ver apartado 3.3.2).

En las figuras 3-11, 3-12 y 3-13 se ilustran ejemplos de las PSDs obtenidas. En ellas se identifican la presencia de varias componentes energéticas, las principales se encontraron en el rango de 8-12 cpm (onda lenta), como también en muchos casos fuera de ellas, principalmente en el rango de la frecuencia de la respiración, definida como DF \pm 1 cpm y en el rango de las bajas frecuencias (6-8 cpm). En las tablas 3-7 y 3-8, detallan los valores de los distintos parámetros calculados.

En las PSDs correspondientes a la configuración MC-EEnG como así también en los bipolares convencionales aparece una componente que podría corresponder con la DF

de la respiración (véanse figuras 3-11 y 3-13). La presencia de ésta es muy variable, tanto entre sujetos como en una misma sesión de registro queda fuera del ancho de banda de interés para la OL intestinal (figura 3-11), en otras está presente en dicho ancho de banda pero su pico energético es de menor magnitud que el atribuible a la OL (figura 3-12) y en ocasiones no se identifica la presencia de respiración en los registros (figura 3-13). Los parámetros $\%DF_{RESP}$ y la ratio señal/interferencia S/I_{RESP} pueden demostrar que la configuración BC-EEnG es la menos afectada por este tipo de interferencia (ver en la tablas 3-7 y 3-8).

En el rango de las bajas frecuencias se pudo ver que la configuración BC-EEnG posee mayores componentes energéticos que la configuración MC-EEnG y BIP, además, hay una tendencia de que en las configuraciones BC1-EEnG tengan menos interferencia que las BC4-EEnG, como se vislumbrar en la figura 3-13 y se evidencian en las tablas del anexo 4-1 y 4-2. En posteriores apartados se realiza un estudio más exhaustivo partiendo de los parámetros espectrales definidos a partir de estas PSDs, permitiendo una mejor comprensión del comportamiento de estos factores.

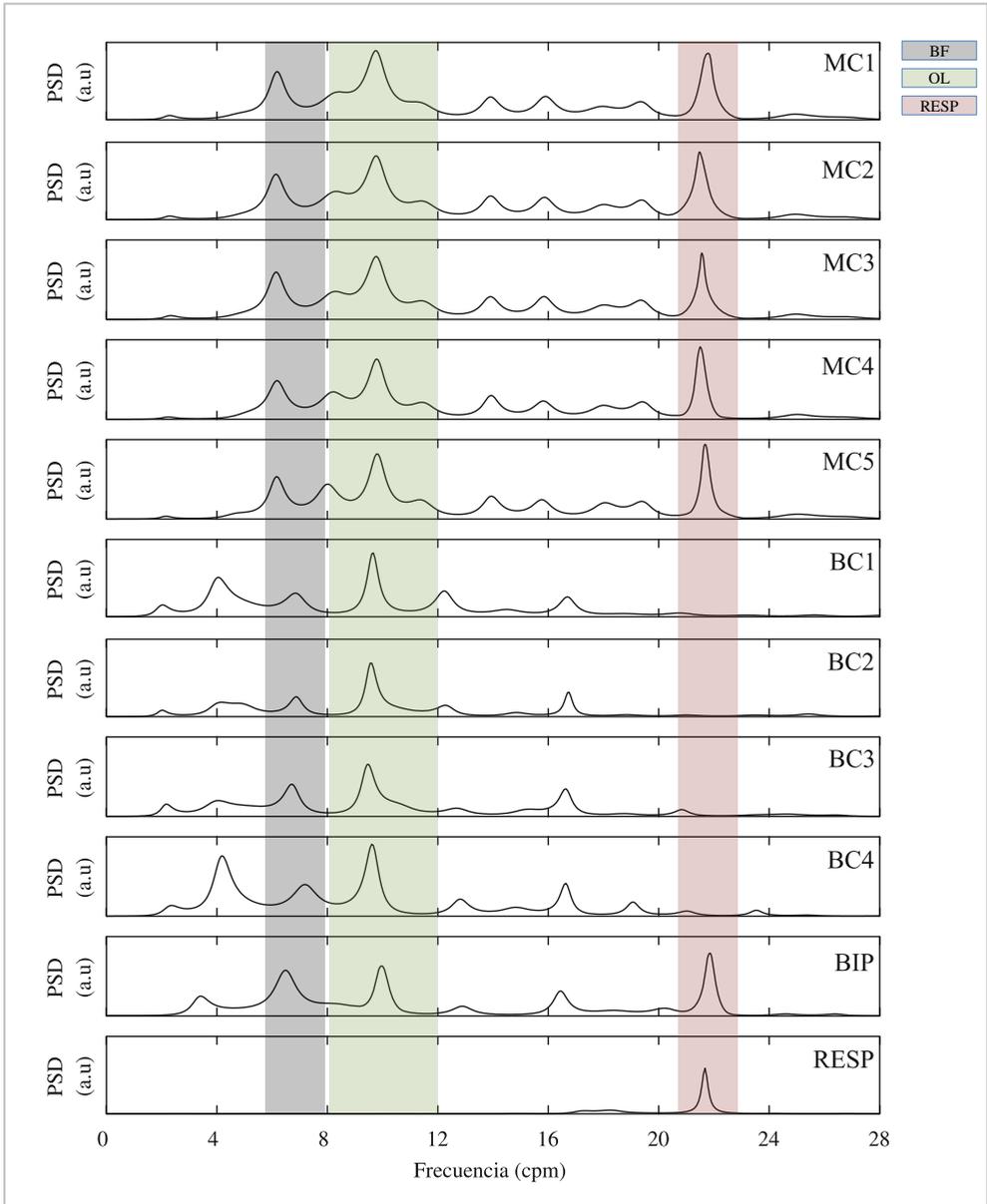


Figura 3-11. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos de señales simultáneas, filtradas ($f_c=0,5$ Hz) y diezadas a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopolares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipolares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en adhesivo subumbilical, bipolar convencional (BIP) supraumbilical, y respiración (RESP). Sesión 6 φ .

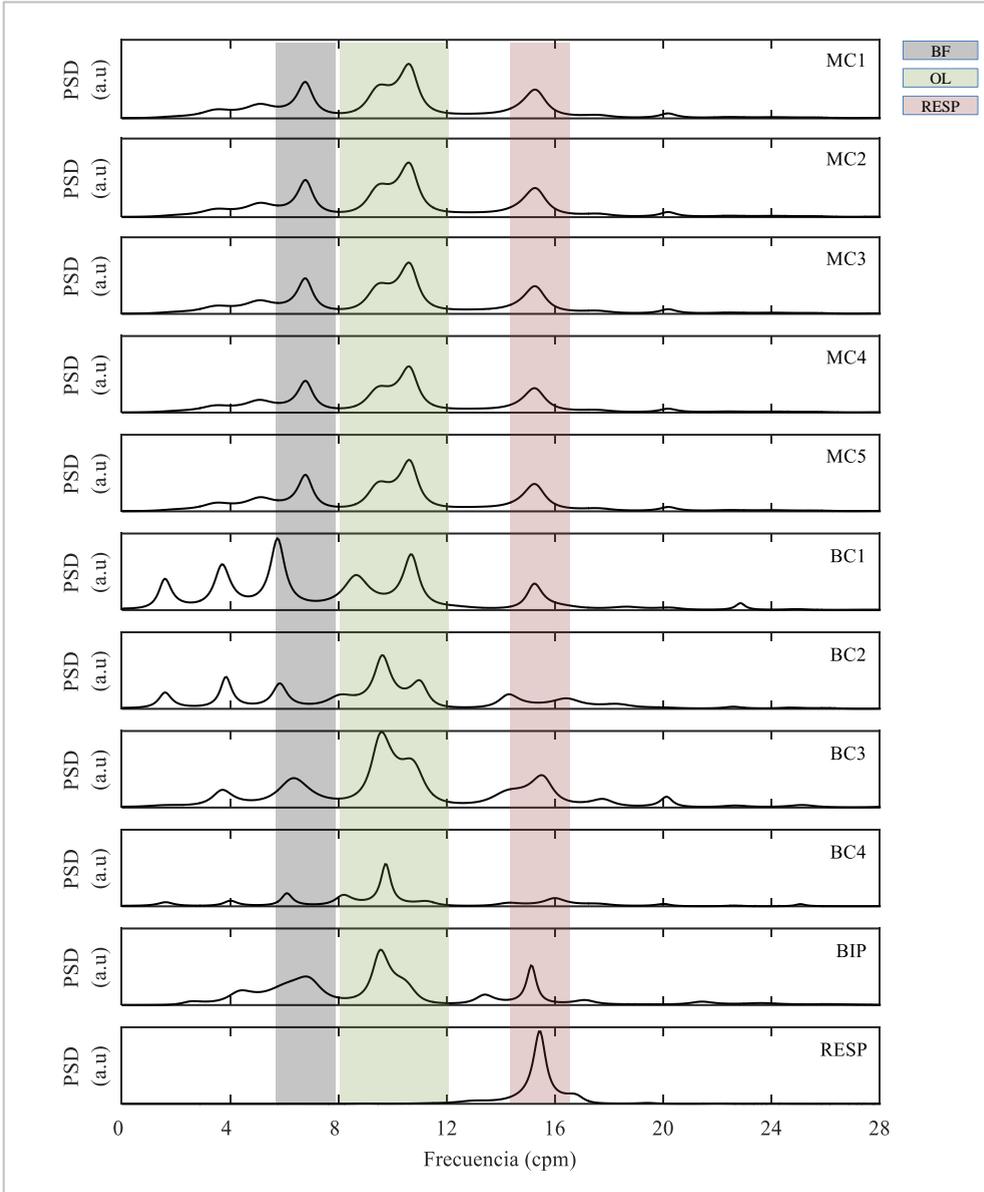


Figura 3-12. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos, filtrado ($f_c=0,5$ Hz) y diezmado a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopolares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipolares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en adhesivo supraumbilical, bipolar convencional (BIP) subumbilical, y respiración (RESP). Sesión 10₃

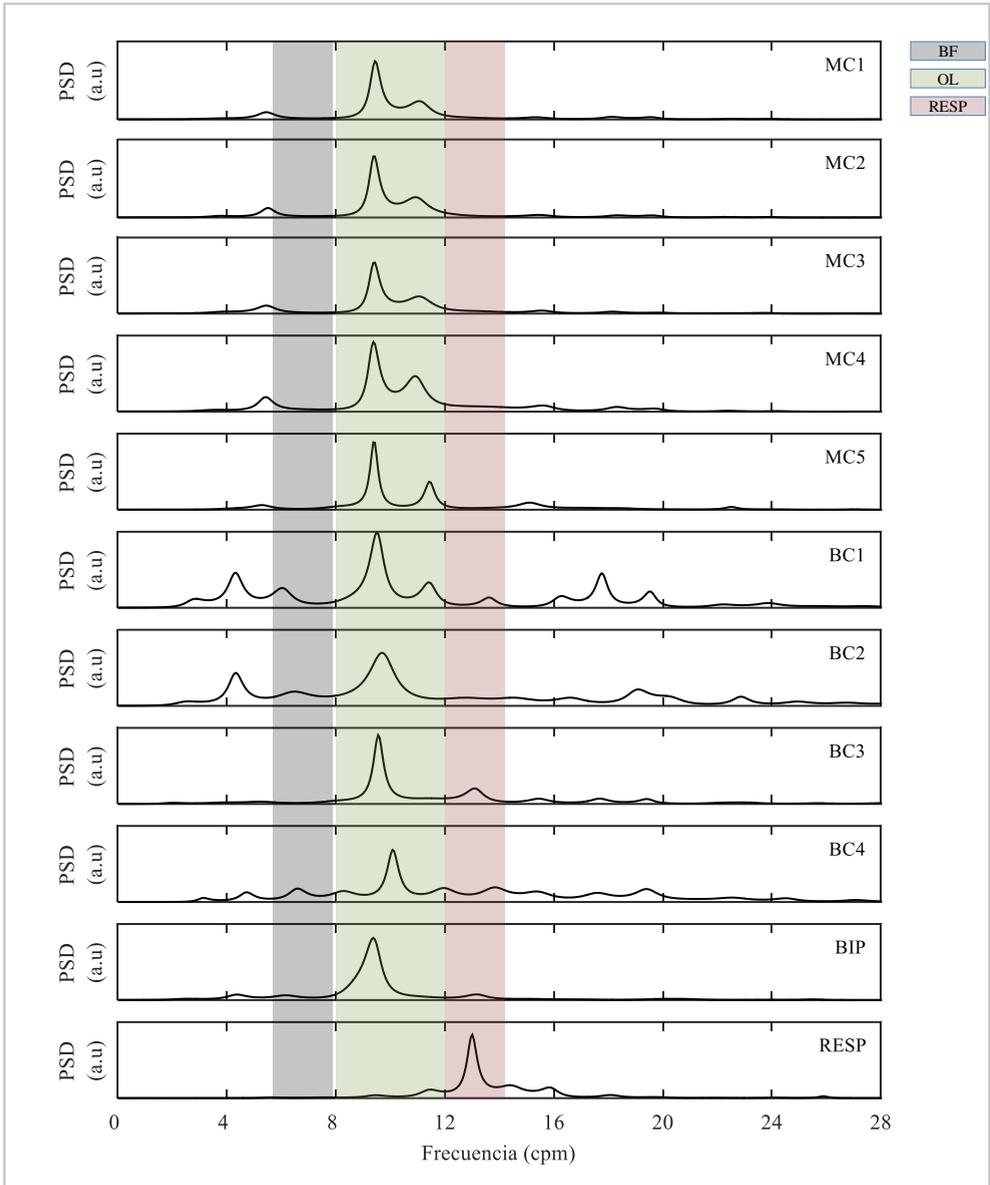


Figura 3-13. Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos, filtrado ($f_c=0,5$ Hz) y diezmado a una frecuencia de muestreo de 4 Hz correspondientes a: monopares concéntricos MC-EEnG (MC1-5) y bipares concéntricos BC-EEnG (BC1-4) en foam subumbilical, bipolar convencional (BIP) supraumbilical, y respiración (RESP). Sesión 14_g.

Tabla 3-7. Media±Desviación estándar para los datos agrupados de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición subumbilical para las 10 sesiones de registro.

Canal	Material	%DF _{FTOL} (%)	%DF _{RESP} (%)	S/I _{RESP} (dB)	%DF _{BF} (%)	S/I _{BF} (dB)	%DF _{OTROS} (%)	S/I _{ECG} (dB)	%DF _{OL} (%)	DF _{OL} (cpm)	ER (%)	VM (cpm)
MC-EEnG (N=50)	Foam	55,99±12,6	19,68±14,1	5,01±1,8	16,60±7,1	3,78±1,4	7,87±4,3	6,39±3,8	92,14±4,2	9,97±0,2	58,93±15,5	0,38±0,07
	Adh	56,11±9,5	16,09±9,2	4,74±1,7	16,69±7,6	3,86±0,9	11,10±5,5	6,13±1,8	88,77±5,5	9,84±0,3	54,55±21,7	0,39±0,10
BC-EEnG (N = 40)	Foam	54,06±8,3	14,62±9,8	5,59±1,7	24,64±10,0	2,86±1,4	6,69±5,3	11,17±4,3	93,18±5,3	9,99±0,2	58,77±14,3	0,41±0,09
	Adh	57,28±12,7	14,43±11,2	5,19±2,2	21,58±9,3	3,55±1,2	6,71±3,9	19,77±4,9	93,16±3,9	9,72±0,4	56,41±22,8	0,40±0,11
BIP (N=10)	Foam	53,41±17,2	23,90±22,1	3,81±2,0	12,52±11,3	4,25±1,5	10,17±12,9	7,93±4,9	87,05±12,1	9,49±0,4	60,94±26,3	0,38±0,23
	Adh	58,71±11,5	21,74±9,5	4,07±2,2	9,62±3,8	4,97±1,4	9,93±8,2	6,57±3,5	89,64±8,5	9,64±0,2	72,59±28,8	0,30±0,26

Tabla 3-8. Media±Desviación estándar para los datos agrupados de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición supraumbilical para las 10 sesiones de registro.

Canal	Material	%DF _{FTOL} (%)	%DF _{RESP} (%)	S/I _{RESP} (dB)	%DF _{BF} (%)	S/I _{BF} (dB)	%DF _{OTROS} (%)	S/I _{ECG} (dB)	%DF _{OL} (%)	DF _{OL} (cpm)	ER (%)	VM (cpm)
MC-EEnG (N=50)	Foam	45,86±21,0	25,94±23,0	4,23±2,9	18,80±12,4	3,69±1,5	9,40±8,6	7,82±3,9	90,47±8,6	9,98±0,3	52,86±29,2	0,35±0,16
	Adh	57,84±14,9	19,59±18,1	4,14±2,1	8,76±5,9	5,15±0,8	13,82±7,8	4,44±2,9	86,06±7,8	10,29±0,7	80,10±20,1	0,34±0,21
BC-EEnG (N=40)	Foam	32,97±11,4	24,84±18,4	2,58±1,7	29,77±16,3	2,11±1,5	12,41±8,4	11,83±6,6	87,46±8,4	9,69±0,5	40,27±30,0	0,46±0,11
	Adh	57,03±12,5	12,32±11,1	4,98±2,1	15,88±10,1	4,16±1,8	14,76±10,2	14,43±6,1	85,12±10,2	9,69±0,5	54,49±30,4	0,44±0,15
BIP (N=10)	Foam	49,32±10,7	29,79±14,3	3,83±1,8	13,48±8,1	5,16±1,2	7,41±4,4	6,13±4,4	89,40±4,3	10,04±0,2	56,07±10,7	0,49±0,11
	Adh	50,07±10,2	25,64±14,0	3,51±1,9	14,08±8,6	4,63±1,3	10,20±8,8	4,52±2,0	88,55±8,8	9,59±0,2	47,55±23,6	0,37±0,08

3.4.3. Análisis de los efectos y sus interacciones

A continuación, se describen para cada parámetro los efectos principales de cada factor: configuración (C), material (M) y posición (P) junto con sus interacciones, con el objeto de conocer en qué medida afectan a cada uno de los parámetros del EEnG analizados. La descripción de los resultados se centra en los efectos significativos; primero los efectos principales y luego las interacciones.

3.4.3.1. Porcentaje de la frecuencia dominante en el rango típico de la OL (%DF_{FTOL})

En relación al %DF_{FTOL}, los efectos principales e interacciones de los factores se muestran en la figura 3-14a, resaltando en color negro los efectos estadísticamente significativos e indicando con signo “+” o “-” la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. Así p.ej. el factor material (M) resultó significativo y de signo positivo al cambiar de *Foam* (0) a Adhesivo (1) indicando que %DF_{FTOL} aumenta al realizar dicho cambio. En este caso ese aumento sería beneficioso porque significa que se tendría un mayor número de ventanas de análisis cuya frecuencia dominante se encuentra en el rango de la OL, y por lo tanto en lo referente a %DF_{FTOL} sería mejor emplear material adhesivo que *foam*.

Además del citado caso del material, también es significativo el efecto de la posición (P) En este caso con signo negativo, es decir, que disminuye, y por tanto empeoran los %DF_{FTOL} en la posición supraumbilical con respecto a la subumbilical.

No obstante, estos efectos principales no pueden ser interpretados directamente de forma independiente, ya que existe una interacción significativa de al menos uno de dichos factores, en este caso de ambos entre sí (MP). Es decir, existe una dependencia en promedio de los valores de %DF_{FTOL} entre el tipo de material y la posición.

En la figura 3-14b se puede observar el comportamiento de esta interacción, donde el cambio de material provoca un cambio importante en los valores de %DF_{FTOL} para la posición supraumbilical (con valores mayores en el caso del adhesivo), pero no para la posición subumbilical. Dicho de otro modo, el promedio de %DF_{FTOL} con el *foam* en la posición supraumbilical es inferior al de la posición subumbilical; con adhesivo el %DF_{FTOL} promedio es similar en ambas posiciones.

Por lo tanto, se podría decir que los electrodos con *foam* son más sensibles al cambio de posición y que los que emplean adhesivo poseen un comportamiento más homogéneo en ambas posiciones, en lo que a %DF_{FTOL} se refiere. Como se comentaba anteriormente, esto repercute en la fuerte interacción encontrada entre material y posición que se apreciaba en figura 3-14a.

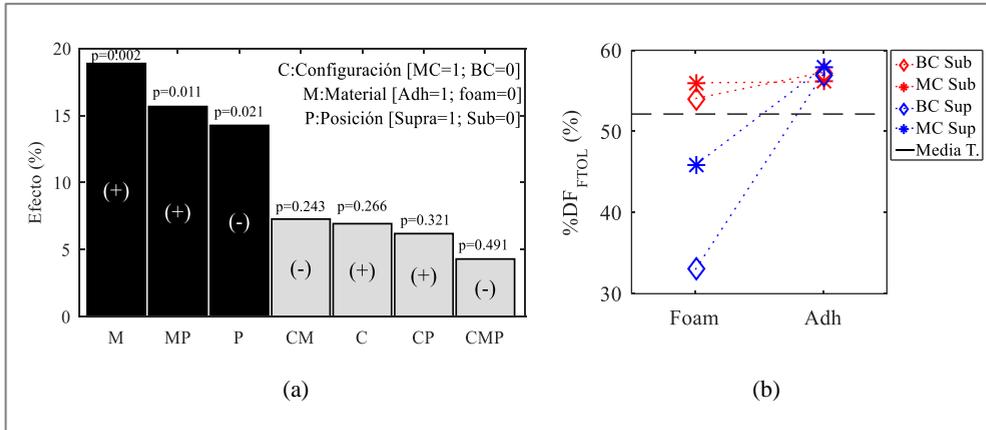


Figura 3-14. (a) Gráfico de pareto de efectos de los factores estandarizados con la media de $\%DF_{FTOL}$, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.2. Porcentaje de la frecuencia dominante en rango de la respiración ($\%DF_{RESP}$)

En lo que respecta al $\%DF_{RESP}$, en la figura 3-15a se muestran los resultados de los efectos principales y las interacciones de los factores. Se pudo observar que el efecto principal del material resulta significativo ($p=0,048$); siendo la diferencia promedio entre adhesivo y foam del -30 %. El signo denota una disminución del parámetro al pasar de foam (0) a adhesivo (1), lo que para el caso de $\%DF_{RESP}$ supone un efecto beneficioso puesto que significa que hay un menor número de ventanas de análisis en los que la frecuencia dominante estaría asociada a la frecuencia respiratoria. Así pues, en lo referente a $\%DF_{RESP}$ sería mejor emplear material adhesivo.

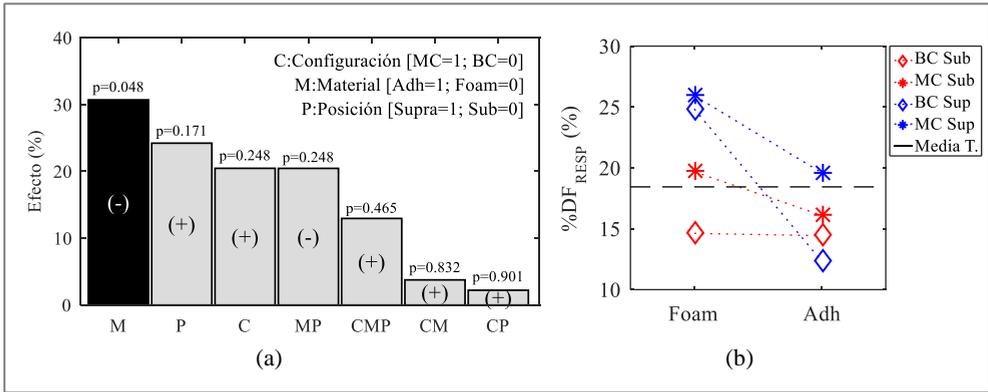


Figura 3-15. (a) Gráfico de pareto de efectos de los factores estandarizados con la media de %DF_{RESP}, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

Del valor del efecto posición (P), se puede observar que en la posición supraumbilical el %DF_{RESP} tiende a ser mayor, aproximadamente un 25% en promedio, aunque no resulte significativo ($p=0,171$) podría ser un comportamiento a tener en cuenta. Como se puede ver en la figura 3-15b, a no ser por la configuración BC-EEnG con el adhesivo, el %DF_{RESP} tiende a incrementarse en la posición supraumbilical.

3.4.3.3. Ratio señal/interferencia de respiración (S/I_{RESP})

En relación a la ratio S/I_{RESP} , en la figura 3-16a se muestra la gráfica con los efectos principales y las interacciones. Se pudo observar en este caso, que el efecto principal de la posición resultó significativo ($p=0,011$); donde la diferencia promedio entre supraumbilical y subumbilical fue del -25%, lo que indica que en promedio con la posición subumbilical se mejora un 25% de la media total de la ratio señal/interferencia respiratoria con respecto a la supraumbilical.

Se puede observar también que el material no tiene la misma relevancia como lo tenía en %DF_{RESP}, en términos de efectos principales, situación que se puede contrastar en la figura 3-16b, en donde los valores de S/I_{RESP} en ambos materiales son similares (a diferencia de la configuración BC-EEnG supraumbilical para el *foam*).

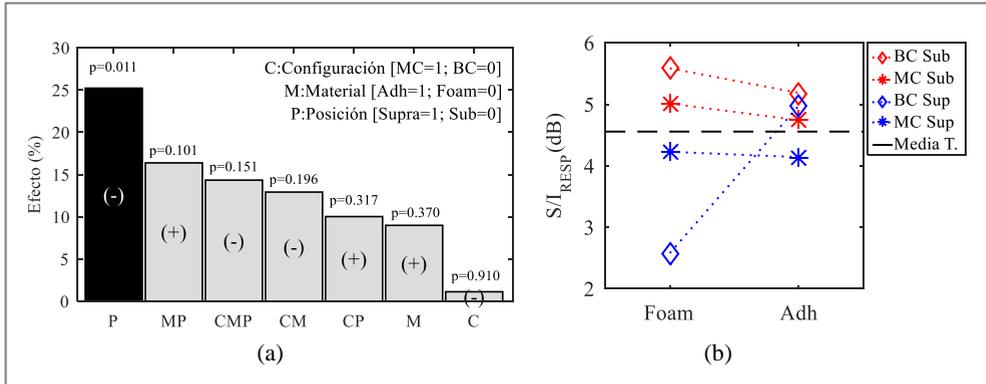


Figura 3-16. (a) Gráfico de Pareto de los efectos estandarizados con la media total de S/I_{RESP} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.4. Porcentaje de frecuencia dominante considerada como baja frecuencia (% DF_{BF})

Con respecto al % DF_{BF} , en la figura 3-17a se muestra la gráfica de efectos principales e interacciones. Se pudo observar que los efectos principales de C y M resultaron significativos, como así también la interacción MP.

El efecto principal del factor configuración indicó que la diferencia promedio entre MC-EEnG y BC-EEnG fue de -40,63%, es decir que el BC-EEnG en promedio, es peor (mayor % DF_{BF}) en un 40,63% del valor medio de % DF_{BF} , respecto al MC-EEnG. Este comportamiento también se puede ver reflejado en la figura 3-17b, donde independientemente de la posición y el material, el BC-EEnG se ve más afectado por la baja frecuencia.

El efecto principal del material indicó que la diferencia promedio entre adhesivo y *foam* fue de -34,21%, siendo por tanto el *foam* más afectado por la baja frecuencia con un incremento del 34,21% del valor medio total de % DF_{BF} , respecto al adhesivo.

Sin embargo, existe una interacción significativa entre material y posición (interacción MP), lo que implica que el efecto principal del material no pueda ser interpretado directamente, sino que tenga que ser contrastada con la posición.

La interacción MP se presenta porque el efecto del material (*foam* y adhesivo) no es igual en los dos niveles de la posición (subumbilical y supraumbilical). Como se puede ver en la figura 3-17b, los valores de % DF_{BF} son similares en ambos materiales en la posición subumbilical, sin embargo, en la posición supraumbilical los valores disminuyen para el adhesivo y aumentan para el *foam*.

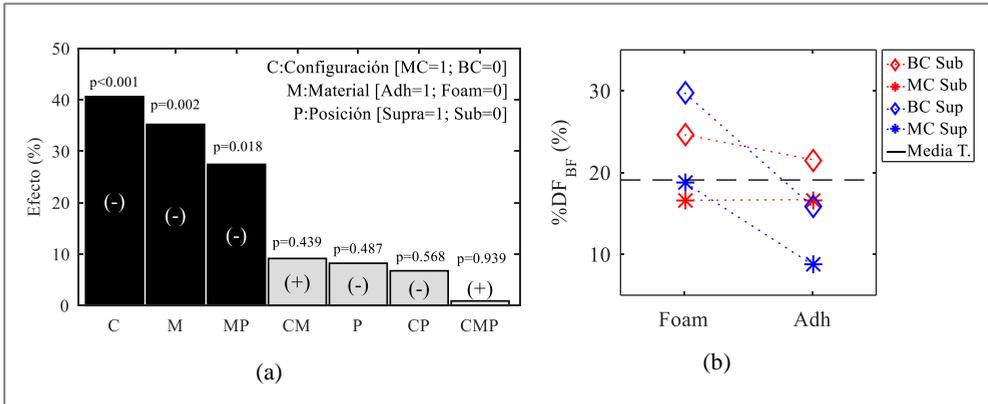


Figura 3-17. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de %DF_{BF}, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

Se pudo observar también que el *foam* resultó menos influenciado con el cambio de la posición del electrodo, y que el adhesivo en ambas configuraciones (MC-EEnG y BC-EEnG) disminuyó su %DF_{BF} con el cambio de posición.

3.4.3.5. Ratio señal/interferencia de baja frecuencia (S/I_{BF})

Con respecto al ratio S/I_{BF} , en la figura 3-18a se muestra el resultado de los efectos principales y las interacciones entre los factores. Se pudo observar que los efectos principales de M y C resultaron significativos, del mismo modo que la interacción MP.

El efecto principal M indicó que la diferencia promedio entre adhesivo y *foam* fue del 28,42%, lo que indica que el adhesivo presentó una mejora del 28,42% del valor medio total de S/I_{BF} respecto al *foam*.

De manera similar, el efecto principal C indicó que la diferencia promedio entre MC-EEnG y BC-EEnG fue del 26,09% lo que indica que la configuración monopolar concéntrica mejora un 26,09% del valor medio total de S/I_{BF} frente a la configuración bipolar concéntrica.

La presencia de una interacción significativa entre los factores material y posición (MP) hace que el efecto del material no pueda ser considerado únicamente en términos de efectos principales, sino que también, como en caso anteriores, habría que tener en cuenta la posición.

En la figura 3-18b se puede ver el comportamiento la interacción mencionada. Donde la variación en S/I_{BF} al cambio de material (de *foam* al adhesivo) en la posición supraumbilical, es mayor que el de la misma variación en la posición subumbilical.

Con esto se pudo ver que la S/I_{BF} del foam no se ve afectado en gran medida con el cambio de posición, pero el adhesivo sí, aumentando los valores de S/I_{BF} en la posición supraumbilical.

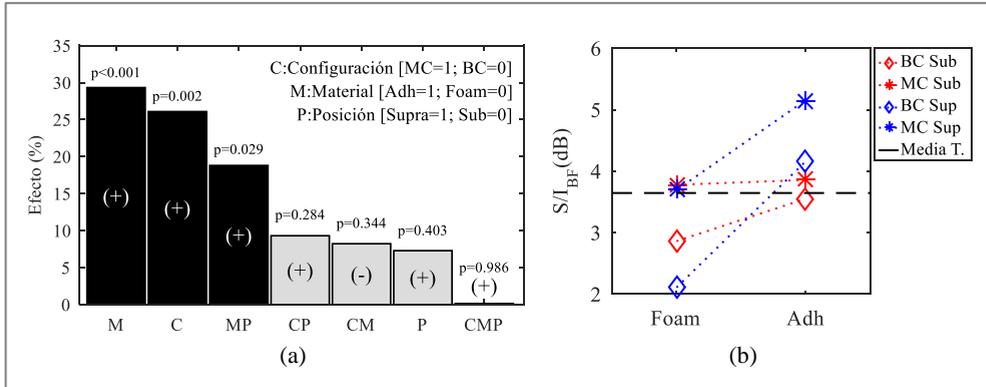


Figura 3-18. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de S/I_{BF} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.6. Porcentaje de frecuencia dominante como otros casos ($\%DF_{OTROS}$)

Con respecto al parámetro $\%DF_{OTROS}$, se pudo observar el efecto significativo de la posición (p=0,002), como se muestra en la figura 3-19a.; siendo la diferencia promedio entre supraumbilical y subumbilical de 41%, lo que indica que en la posición supraumbilical se aumenta en un 41% del valor medio total de $\%DF_{OTROS}$ respecto al subumbilical.

En la figura 3-19b se puede observar este comportamiento, el porcentaje de otras frecuencias que no se corresponden con la OL ni respiración o baja frecuencia aumentan en la posición supraumbilical independientemente de la configuración y material.

También es de destacar el efecto del material. Si bien no presenta diferencias significativas (p=0,089), se observa como con el adhesivo en general se tienen valores mayores de $\%DF_{OTROS}$ que con respecto al foam.

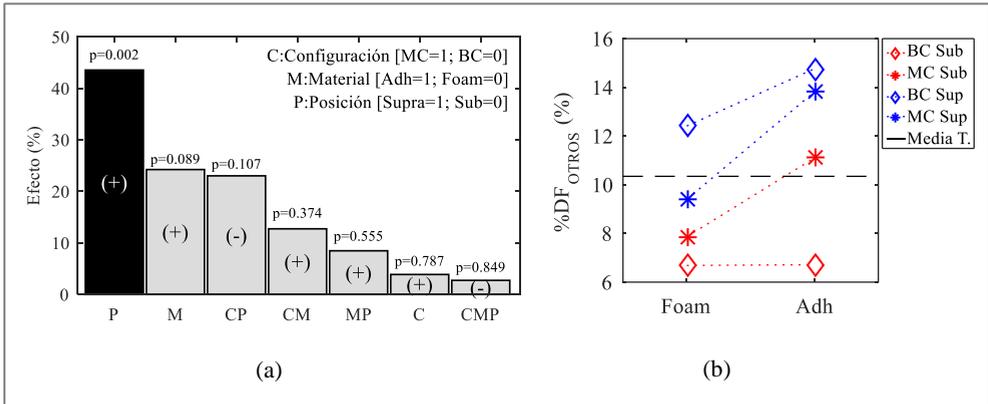


Figura 3-19. (a). Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total del %DF_{OTROS}, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.7. Ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG})

Con respecto al ratio S/I_{ECG} , en la figura 3-20a se muestra el gráfico pareto de los efectos principales y sus interacciones. Se pudo observar que el efecto principal C y la interacción CM resultan significativas.

El efecto principal C indicó que la diferencia promedio entre MC-EEnG y BC-EEnG fue de -79,06%, esto quiere decir que la configuración BC-EEnG presentó una mejora de 79,06% de la media total de S/I_{ECG} respecto al MC-EEnG.

A priori se podría de decir que, efectivamente, la configuración BC tiene valores más altos que MC-EEnG en los dos materiales y ambas posiciones (efecto principal), sin embargo, la presencia de la interacción entre configuración y material (CM) indica que en uno de los materiales la diferencia entre MC-EEnG y BC-EEnG no exista o es menos notoria. Tal es así que en la figura 3-20b se puede ver que, para el *foam*, la diferencia promedio entre MC-EEnG y BC-EEnG no es tanta comparada con la diferencia que se obtiene para el adhesivo. En este último caso, los valores de S/I_{ECG} para BC-EEnG aumentan con respecto a los que se tienen con foam; y los de MC-EEnG no varían considerablemente.

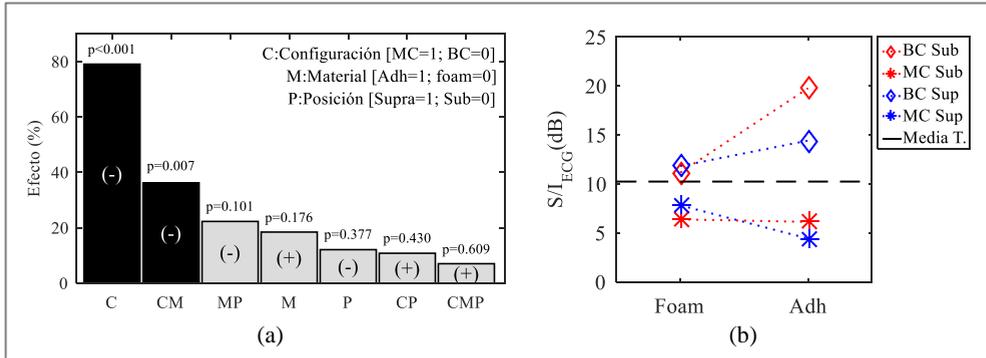


Figura 3-20. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media del S/I_{ECC} , en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.8. Porcentaje de frecuencia dominante dentro del ancho de banda de la OL descartando respiración y bajas frecuencias (%DF_{OL})

El %DF_{OL} se vio afectado en gran medida únicamente por la posición, como se puede observar en la figura 3-21a, en la que resultó estadísticamente significativo el efecto principal del factor posición; donde la diferencia promedio entre supraumbilical y subumbilical fue de -5%, lo que indica que con la posición subumbilical se mejoran los valores de %DF_{OL} un 5% de la media total respecto a la posición supraumbilical.

Este efecto principal también se puede observar en la figura 3-21b, donde aunque varíe el tipo de material y configuración, los valores más altos de %DF_{OL} se consiguen en la posición subumbilical. También se observa una influencia del material sobre el %DF_{OL} aunque no significativo. En este sentido el *foam* presenta mejor comportamiento en la capacidad de detectar frecuencias dominantes en el rango de la OL.

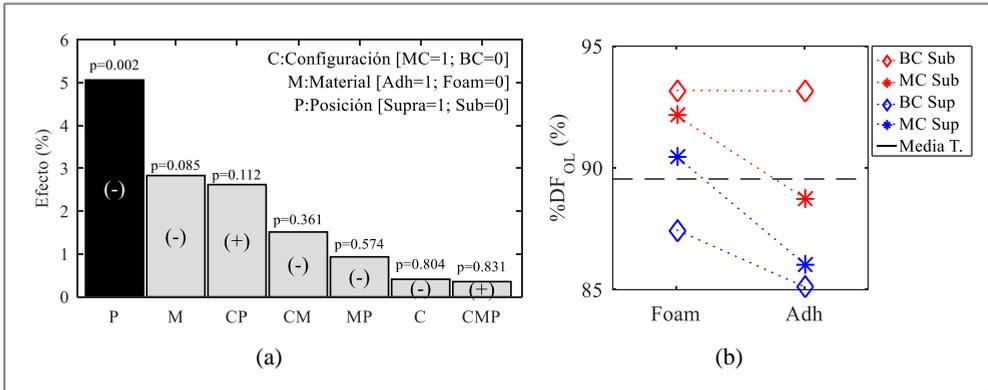


Figura 3-21. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de %DF_{OL}, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.9. Porcentaje de estabilidad rítmica (%ER)

En cuanto al porcentaje de estabilidad rítmica de la señal, se puede observar la presencia de interacción entre factores, MP y CP, como muestra la figura 3-22a.

En la figura 3-22b se puede ver la interacción del material con la posición, sugiriendo que el efecto del material no es lo mismo en cada una de las dos posiciones.

En la posición subumbilical, los valores de %ER están cercanos a la media en ambos materiales, no varían; pero en la posición supraumbilical, en promedio, los valores de %ER para el adhesivo son superiores al del *foam*. Dicho de otra forma, en la posición subumbilical no existe diferencia en la estabilidad rítmica con ambos materiales; pero en la posición supraumbilical sí existe, donde en promedio, con el adhesivo se consigue mejor estabilidad. Esta diferencia de comportamiento es significativa, como muestra la figura 3-18b.

Un comportamiento similar se puede observar con la interacción CP. El efecto de la configuración no es igual en ambas posiciones. La diferencia promedio de MC-EEnG y BC-EEnG en la posición supraumbilical es mayor que la misma diferencia en la posición subumbilical. Donde en la posición subumbilical, la configuración MC-EEnG y BC-EEnG, en promedio son similares; pero en la posición supraumbilical el %ER en los MC-EEnG tiende a ser mayor que los BC-EEnG.

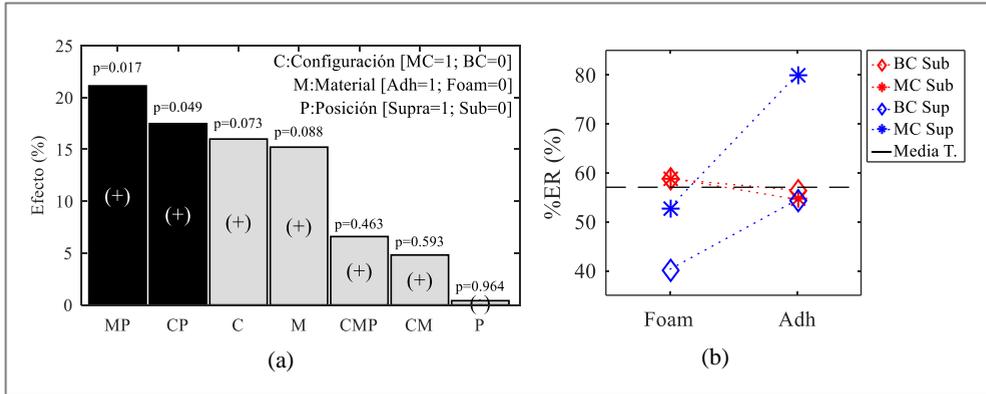


Figura 3-22. (a) Gráfico de pareto de los efectos estandarizados con la media total de la %ER, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material×Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.3.10. Variabilidad media de la OL (VM)

En lo que respecta a la variabilidad media, se puede ver en la figura 3-23a que el efecto principal C resulta significativo ($p=0,019$); siendo la diferencia promedio entre MC-EEnG y BC-EEnG de -15,58%, lo que indica que el BC-EEnG empeora un 15,58% del valor medio total de VM respecto a la configuración monopolar concéntrico.

Aunque no resulte significativa la interacción CP, en la figura 3-23b se puede observar que en la posición subumbilical, en ambos materiales, los valores de MC-EEnG y BC-EEnG se mantienen estables alrededor de la media total; pero en la posición supraumbilical, hay una tendencia a que la configuración bipolar concéntrica presente una mayor variabilidad y que la configuración monopolar concéntrica presente una menor variabilidad.

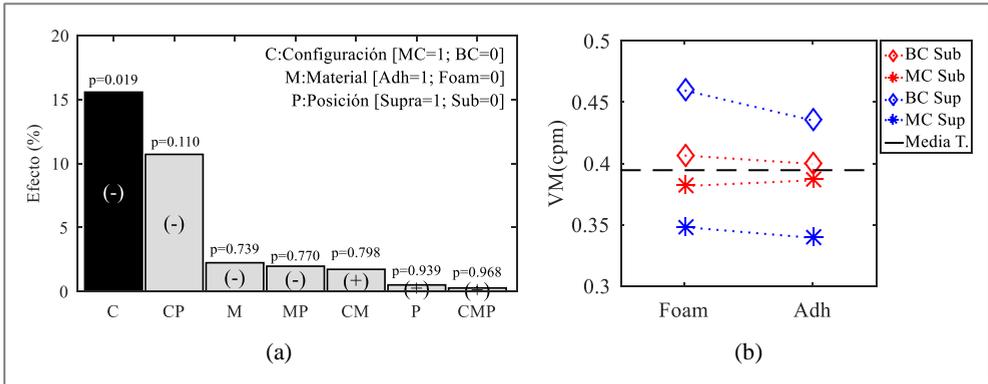


Figura 3-23. (a) Gráfico de Pareto de los efectos estandarizados con la media total de VM, en negro los que muestran los efectos significativos, el signo “+” o “-” refleja la polaridad del efecto al cambiar (de nivel bajo (0) a alto (1)) el/los factor/es en cuestión. (b) Interacción de factores Material x Configuración distribuido por Posición. En línea discontinua se indica el valor promedio global del parámetro.

3.4.4. Selección de la mejor combinación de factores para la captación de la onda lenta intestinal

Después de analizar los efectos en cada parámetro, se pretende determinar la mejor combinación de factores para la captación de la onda lenta intestinal. En la tabla 3-9 se muestra un resumen de los efectos significativos de cada factor sobre cada parámetro y su interacción si es que existe.

Se pudo observar que respecto al factor **Configuración** (ver tabla 3-9), la configuración MC-EEnG tuvo un mejor comportamiento, en promedio, en los parámetros que cuantifican las bajas frecuencias, como son S/I_{RESP} y $\%DF_{BF}$, como así también en la variabilidad media VM. Por otro lado, la configuración BC-EEnG podría ser la más apropiada para rechazar la interferencia cardíaca; especialmente si el material es adhesivo. En los demás parámetros se puede observar que no hubo diferencias significativas en sus efectos.

En cuanto al factor **Material** (ver tabla 3-9) el adhesivo presentó un mejor comportamiento en $\%DF_{RESP}$ independientemente de la configuración y posición, y que no hubo interacción significativa con estos factores. Sin embargo, en parámetros como $\%DF_{FTOL}$, $\%DF_{BF}$ y S/I_{BF} si bien el material adhesivo seguía siendo el que ofrecía mejores resultados, el factor material interaccionaba con la posición de manera que esta mejora con el material adhesivo era más acusada para la posición supraumbilical y no tan destacada para la posición subumbilical.

En lo que respecta a los efectos del factor **Posición**, se puede observar una prevalencia de la posición subumbilical como la más idónea independientemente a la configuración adoptada y el material utilizado (ver tabla resumen 3-9); como por ejemplo en los parámetros S/I_{RESP} , $\%DF_{OTROS}$ y en $\%DF_{OL}$. Con el parámetro $\%DF_{FTOL}$ los resultados

también son mejores para esta posición pero con una fuerte interacción con el tipo de material; de manera que las ventajas de la posición subumbilical en %DF_{FTOL} son más notorias con el *foam* y no tanto con adhesivo.

Tabla 3-9. Resumen de mejor factor por parámetro en virtud de sus efectos principales y posibles interacciones significativas. “-” = no significativo.

Parámetros	Configuración	Material	Posición	Interacción
%DF _{FTOL}	-	Adhesivo	Subumbilical	MP
%DF _{RESP}	-	Adhesivo	-	-
S/I _{RESP}	-	-	Subumbilical	-
%DF _{BF}	MC-EEnG	Adhesivo	-	MP
S/I _{BF}	MC-EEnG	Adhesivo	-	MP
%DF _{OTROS}	-	-	Subumbilical	-
S/I _{ECG}	BC-EEnG	-	-	CM
%DF _{OL}	-	-	Subumbilical	-
%ER	-	-	-	MP y CP
VM	MC-EEnG	-	-	-

En la tabla 3-10 se muestran los RM (ratio de mejora) de cada combinación de factores en los diferentes parámetros. Mediante la distribución de colores, se puede ver que en general las RM más bajas corresponden al BC_{FoSp} seguido de MC_{FoSp}; por otro lado, las mejores RM están asociadas al BC_{AdSb} y al MC_{AdSp}.

Una vez ponderada cada RM por los pesos correspondientes a cada parámetro (citados en la tabla 3-5), se obtuvo la RM_{global} para cada combinación de factores. En la figura 3-23 se observa que el valor más bajo de RM_{global} (0,101) corresponde a los registros obtenidos con la configuración bipolar concéntrica con *foam* en posición supraumbilical (BC_{FoSp}). Por el contrario, la combinación BC_{AdSb} obtuvo mejor valor de RM_{global} (0,698), seguido por el MC_{AdSp} (0,601). Por lo tanto, la combinación BC_{AdSb} parece ser la más idónea para la captación de la onda lenta del EEnG en superficie. Tras ella se obtienen RM bastante similares para las combinaciones MC_{AdSp} y BC_{FoSb}.

Tabla 3-10. Valores de RM en cada parámetro para la obtención del RM_{global} en cada combinación realizada.

Parámetro	Combinación							
	BCFoSb	MCFoSb	BCAdSb	MCAdSb	BCFoSp	MCFoSp	BCAdSp	MCAdSp
%DF _{F_{TOL}}	0,848	0,926	0,978	0,931	0,000	0,518	0,967	1,000
%DF _{F_{RESP}}	0,831	0,460	0,846	0,723	0,081	0,000	1,000	0,865
S/I _{RESP}	1,000	0,809	0,867	0,719	0,000	0,548	0,798	0,519
%DF _{F_{BF}}	0,244	0,627	0,390	0,623	0,000	0,522	0,661	1,000
S/I _{BF}	0,247	0,549	0,474	0,574	0,000	0,520	0,673	1,000
%DF _{F_{OTROS}}	1,000	0,854	0,997	0,453	0,291	0,664	0,000	0,117
S/I _{E_{CG}}	0,439	0,128	1,000	0,111	0,482	0,221	0,652	0,000
%DF _{F_{OL}}	1,000	0,871	0,997	0,452	0,290	0,664	0,000	0,117
%ER	0,556	0,591	0,405	0,358	0,000	0,316	0,357	1,000
VM	0,247	0,362	0,278	0,340	0,000	0,518	0,114	1,000
RM_{global}	0,587	0,569	0,698	0,512	0,101	0,392	0,548	0,601

Mejor (1) Peor (0)

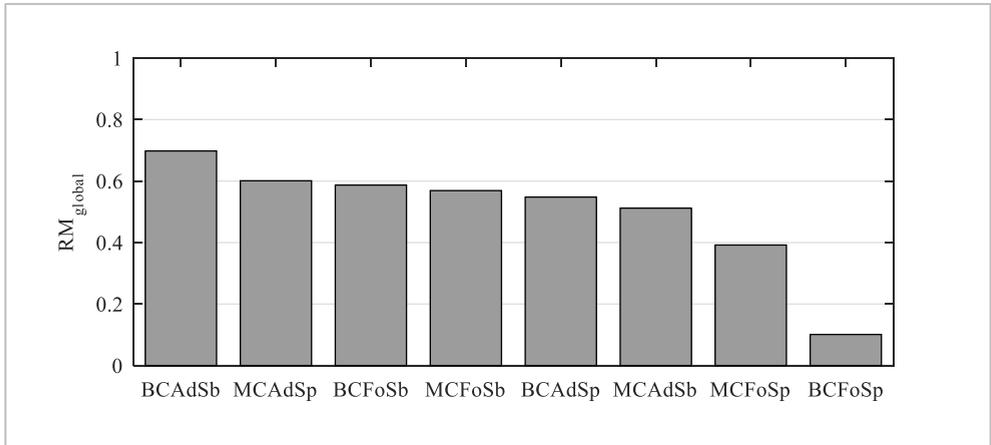


Figura 3-24. RM_{global} para cada combinación de factores.

3.4.5. Análisis del efecto de las dimensiones y comparación con los bipolares convencionales.

Una vez definida la combinación de factores de registro más adecuada para captar la onda lenta intestinal, se lleva a cabo un estudio de la influencia de las dimensiones de los anillos sobre los valores de los parámetros característicos de la captación de la OL intestinal en los registros de EEnG de superficie sobre los registros. En este caso, se ha estudiado la influencia de las dimensiones para la configuración BC-EEnG en la posición subumbilical y con el material adhesivo. Como se indicó en el apartado 3.3.2, se obtuvieron 4 señales bipolares (BC1-4) a partir de diferencia entre la señal captada por el disco central ($\varnothing 10$ mm) y los 4 anillos concéntricos ($\varnothing 20$, $\varnothing 30$, $\varnothing 40$, $\varnothing 50$ mm; respectivamente). Además, se comparan los resultados obtenidos con los de registros bipolares convencionales mediante electrodos de cazoleta en la misma posición

subumbilical.

3.4.5.1. Porcentaje de la frecuencia dominante en el rango típico de la OL (%DF_{FTOL})

En la figura 3-25a representa la media y desviación estándar del %DF_{FTOL} para los registros de EEnG en configuración bipolar concéntrica (BC-EEnG) y bipolar convencional (BIP). Si bien BC3-EEnG y BC4-EEnG presentan los menores valores medios de este parámetro, presentan una desviación estándar más elevada y mediante el análisis ANOVA se pudo comprobar que no hay diferencias entre todos los valores (p=0,515). Esto indicaría que todos los bipolares concéntricos e incluido el bipolar convencional se comportaron de manera similar tal como muestra la tabla de la figura 3-25b, y por tanto pertenecen al mismo subgrupo.

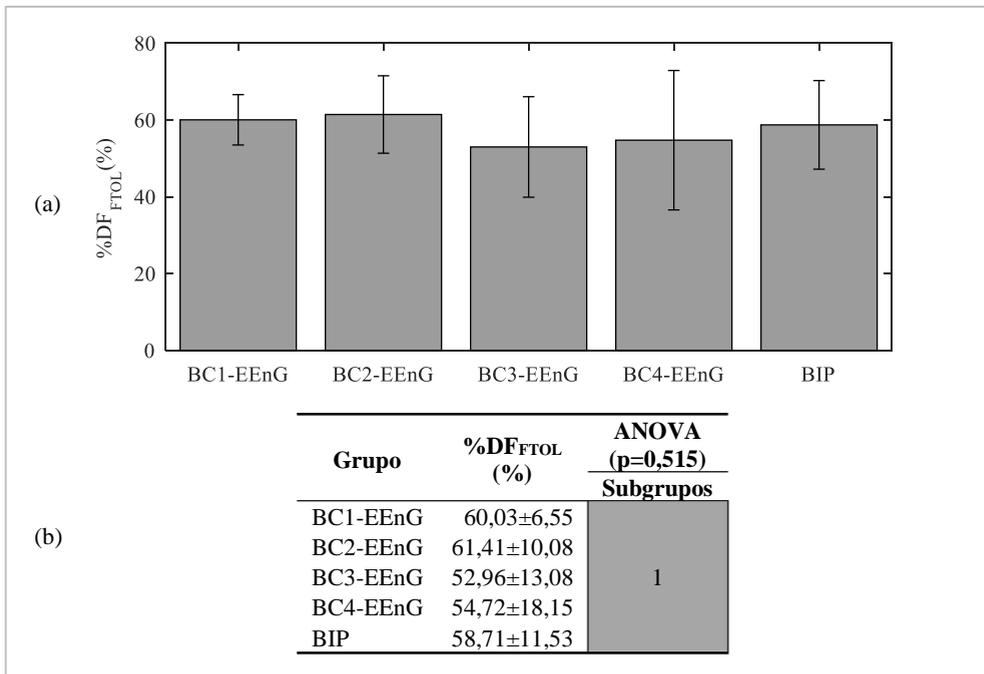


Figura 3-25. (a) Gráfico de media y desviación estándar de %DF_{FTOL} (%) correspondiente a los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y al bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los subgrupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.2. Porcentaje de la frecuencia dominante en rango de la respiración (%DF_{RESP})

Con respecto al %DF_{RESP} en la figura 3-26a se puede ver la representación de la media y la desviación estándar de cada registro BC-EEnG junto con el registro bipolar convencional. A priori, se observa que existe un aumento de la influencia de la frecuencia pico de la interferencia respiratoria con el aumento del tamaño del anillo. El análisis

ANOVA revela que existen diferencias significativas entre los grupos ($p=0,003$) y que se pueden identificar dos subgrupos, como muestra la tabla de la figura 3-26b. La configuración BC3-EEnG ($\varnothing 40$ mm) se puede considerar la frontera entre dichos subgrupos.

La configuración BC1-EEnG seguida de la BC2-EEnG, fueron los que presentaron menor influencia de la interferencia respiratoria con diferencias significativas respecto al BC4-EEnG y al BIP que tuvieron mayor influencia de la interferencia respiratoria.

Como se mencionaba con anterioridad, se observó una clara tendencia de que la interferencia respiratoria contenida en los registros BC-EEnG, medida mediante el parámetro $\%DF_{RESP}$, aumentó con el tamaño del anillo; siendo más inmunes a ella los registros correspondientes a anillos de 20 y 30 mm de diámetro (BC1-EEnG y BC2-EEnG).

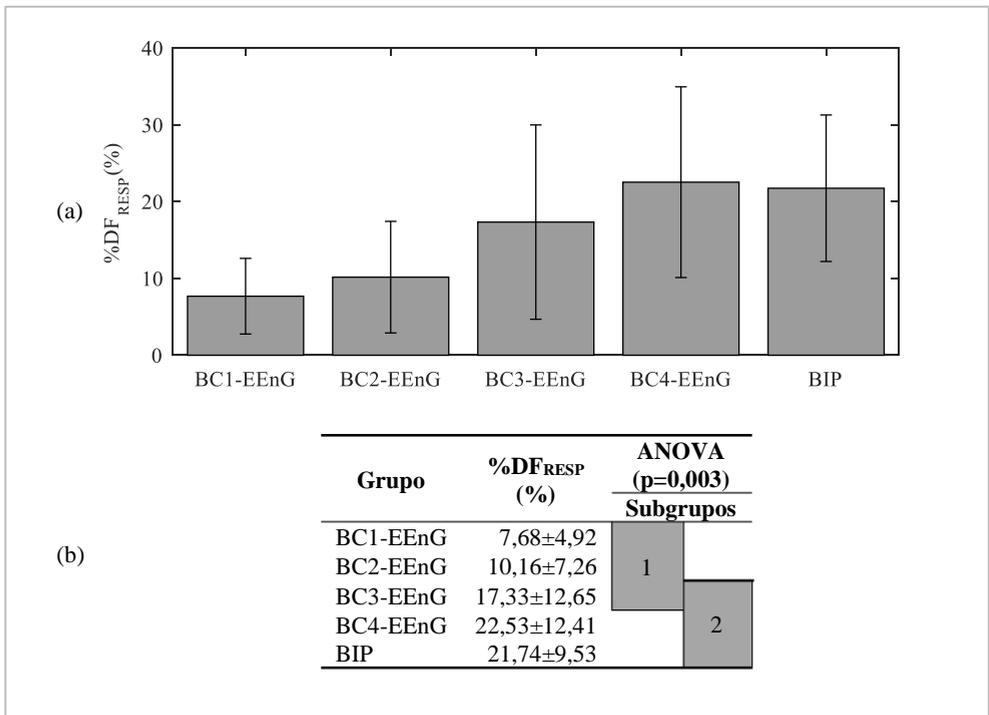


Figura 3-26. (a) Gráfico de media y desviación estándar de $\%DF_{RESP}$ (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv. estándar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.3. Ratio señal/interferencia de respiración (S/I_{RESP})

Con relación al ratio S/I_{RESP} , se puede observar que no se encontraron diferencias significativas entre los registros BC-EEnG y el registro bipolar convencional, como se puede ver en la figura 3-27a-b.

No obstante, aunque el análisis ANOVA no mostró diferencias significativas ($p=0,08$), se podría decir que hay una tendencia a que los valores de la S/I_{RESP} mejoran a medida que el tamaño del anillo se hace más pequeño. Estos resultados concuerdan con el parámetro anterior $\%DF_{RESP}$, que también reflejaban una menor influencia de la interferencia respiratoria al disminuir la dimensión del anillo.

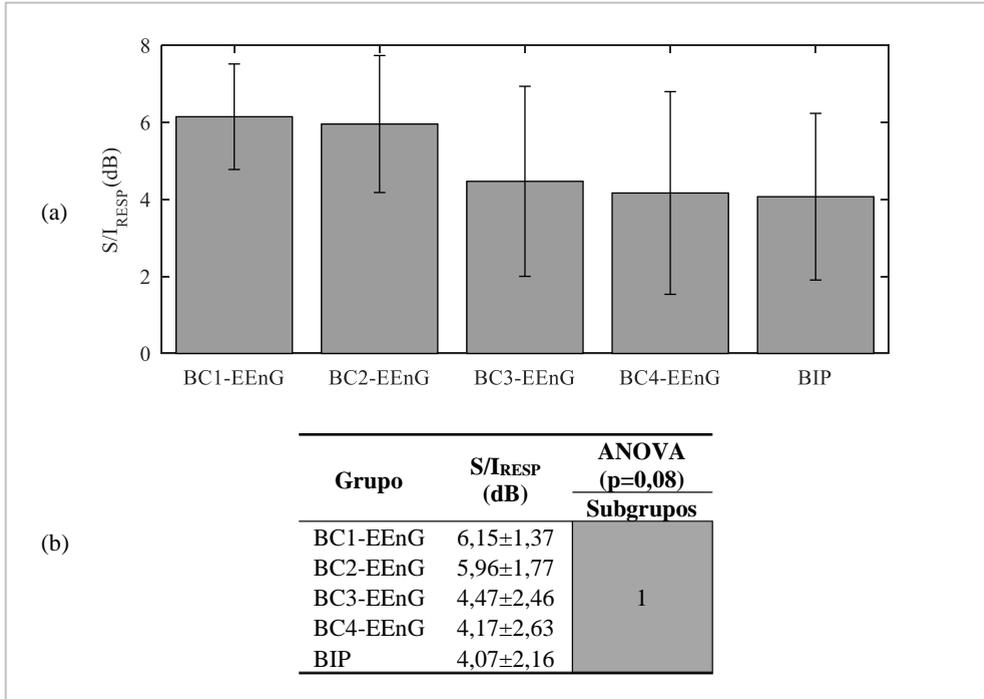


Figura 3-27. (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{RESP} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.4. Porcentaje de frecuencia dominante considerada como baja frecuencia ($\%DF_{BF}$)

En lo que respecta al $\%DF_{BF}$, en la figura 3-28a se puede ver que los valores de este parámetro disminuyen, es decir se tendría un mejor comportamiento frente a las interferencias de baja frecuencia, a medida que aumenta el tamaño del anillo. En cuanto al análisis estadístico, indica que estas diferencias no son significativas entre los registros BC-EEnG (subgrupo 1 tabla de la figura 3-28b). En cambio, la influencia de las interferencias de baja frecuencia sobre el registro BC4-EEnG ($\varnothing 50$ mm) y sobre el registro bipolar convencional es significativamente menor ($p<0,001$) que sobre los otros registros BC-EEnG asociados a anillos de menor tamaño.

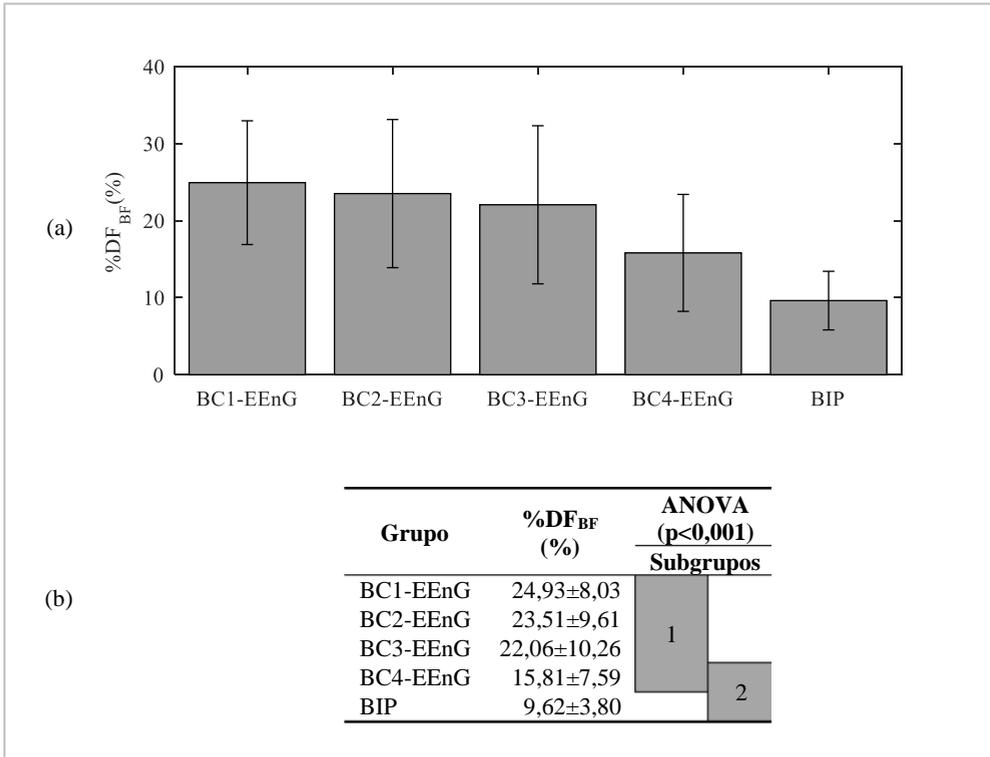


Figura 3-28. (a) Gráfico de media y desviación estándar de $\%DF_{BF}$ (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv. estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

Se puede notar que el comportamiento es inverso al parámetro $\%DF_{RESP}$. Así, los resultados apuntan a que los registros en la configuración BC-EEnG con anillos de mayor tamaño y BIP presentan un mejor comportamiento respecto a la baja frecuencia, pero peor respecto a la interferencia respiratoria que los registros con los anillos de menor tamaño.

3.4.5.5. Ratio señal/interferencia de baja frecuencia (S/I_{BF})

En la figura 3-29a se representan los ratios S/I_{BF} para los registros en configuración bipolar concéntrica y bipolar convencional. A priori se podría decir que este parámetro tiene un comportamiento inverso al parámetro anterior, es decir, los registros con la configuración BC-EEnG presentan una mayor S/I_{BF} a medida que aumenta el diámetro del anillo exterior del electrodo. Si bien no es tan notorio como el $\%DF_{BF}$, sí existen diferencias significativas entre al menos dos configuraciones, como indica el test ANOVA cuyos subgrupos homogéneos se pueden ver en la tabla de la figura 3-29b.

Los dos subgrupos dejan en evidencia que existen una diferencia estadísticamente significativa del S/I_{BF} entre el registro BC1-EEnG y registro bipolar convencional, y prácticamente no existen diferencias de medias entre los anillos BC2-EEnG, BC3-EEnG

y BC4-EEnG.

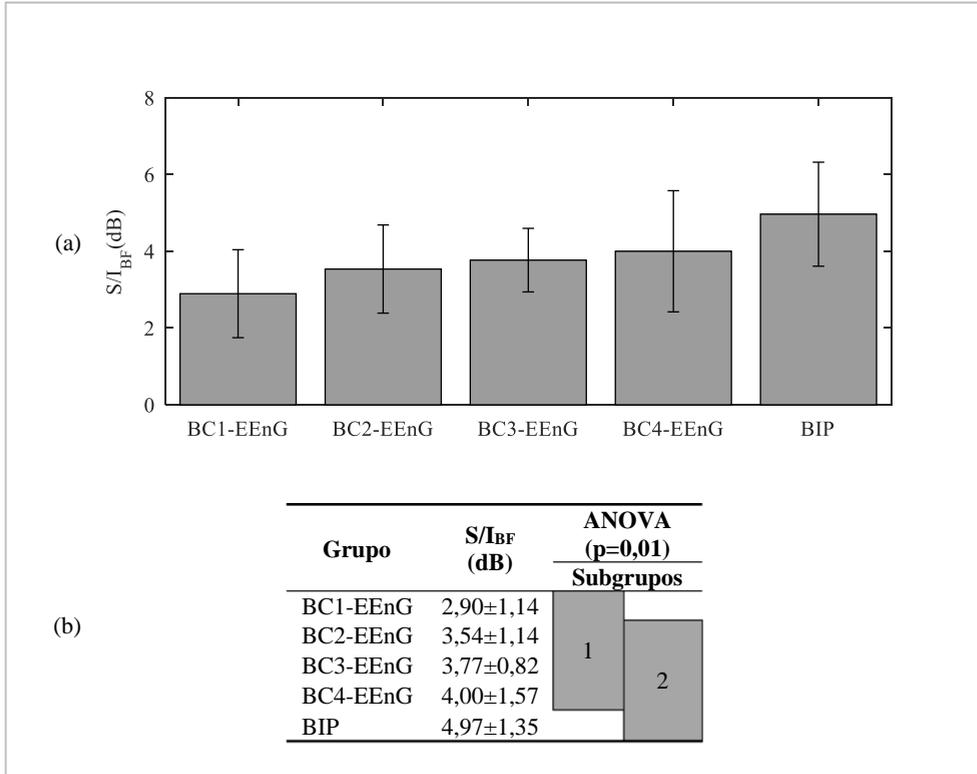


Figura 3-29. (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{BF} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media ± desv. estándar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.6. Porcentaje de frecuencia dominante como otros casos (%DF_{OTROS})

Con respecto al parámetro %DF_{OTROS}, a diferencia de los parámetros anteriores no presenta una tendencia clara con la dimensión del anillo exterior (ver figura 3-30a). Según el análisis ANOVA, no se encontraron diferencias significativas entre estos grupos (p=0,293), tal es así que los engloba todo en un único subgrupo, como se muestra en la tabla de la figura 3-30b.

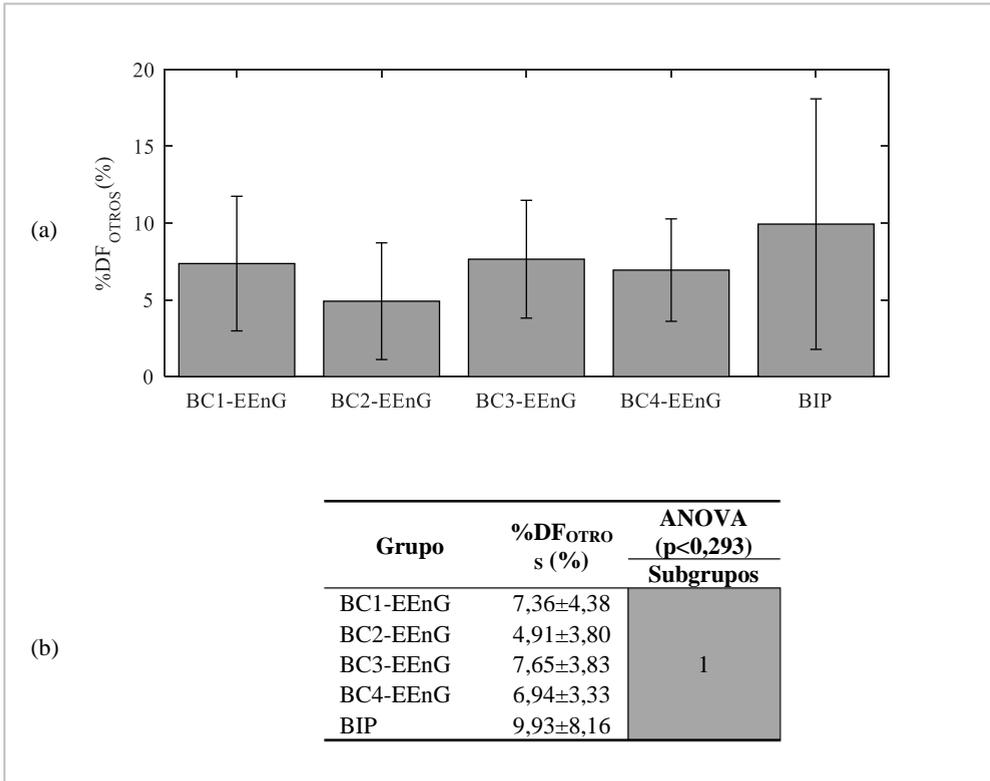


Figura 3-30. (a) Gráfico de media y desviación estándar de %DF_{OTROS} (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.7. Ratio señal/interferencia de ECG (S/I_{ECG})

Con relación al ratio S/I_{ECG} , se encontraron diferencias de grupos en el análisis ANOVA entre los distintos registros BC-EEnG y el registro bipolar convencional, como se puede ver en la figura 3-31.

Con el esquema de subgrupos, se observa que la configuración bipolar con anillos concéntricos mejora la atenuación de la interferencia cardíaca respecto al bipolar convencional, para cualquier tamaño de anillo.

Además, observando la figura 3-31, salvo para el caso de BC3-EEnG, se aprecia una mayor atenuación de la interferencia cardíaca (mayores valores de S/I_{ECG}) a medida que aumenta el tamaño del anillo.

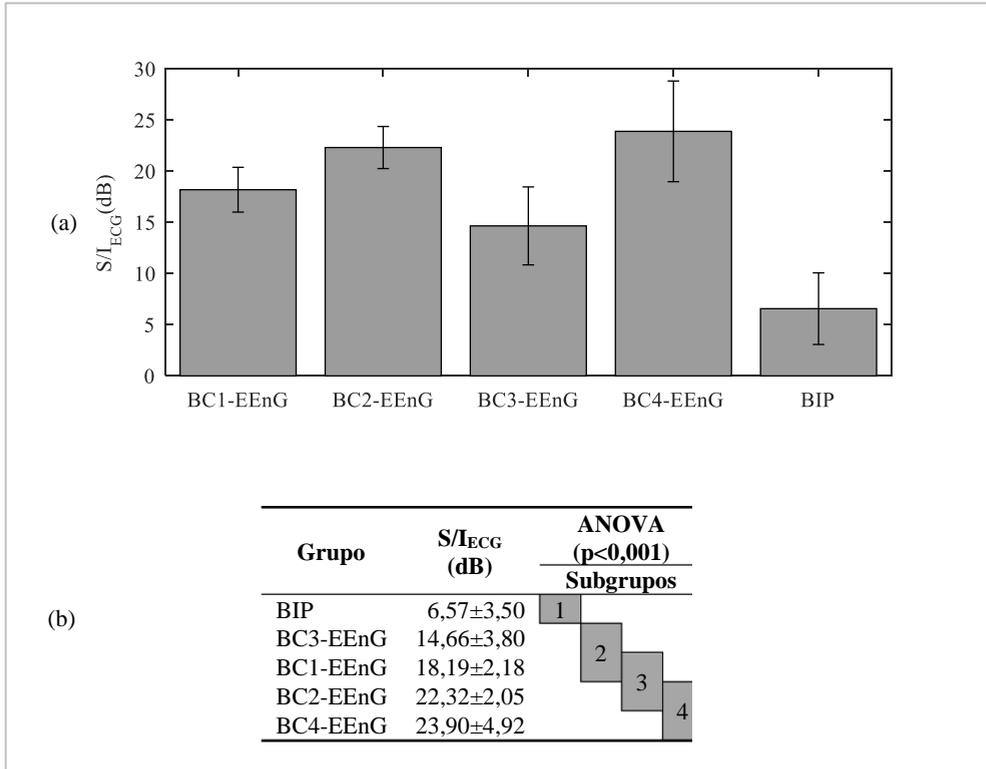


Figura 3-31. (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/I_{ECG} (dB) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media \pm desv. estándar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.8. Porcentaje de frecuencia dominante dentro del ancho de banda de la OL descartando respiración y bajas frecuencias (%DF_{OL})

Con respecto al %DF_{OL}, el análisis de grupos de los registros BC-EEnG junto con el registro bipolar convencional no encontró diferencias significativas (ANOVA, $p=0,257$), como se puede ver en la figura 3-32. Sin embargo, se observa que los registros bipolares convencionales presentan un menor porcentaje de ventanas con pico en frecuencia asociado a la OL, además de presentar una mayor variabilidad que los registros BC-EEnG. Esto puede ser debido a la mayor influencia del “otras” interferencias (%DF_{OTROS}) que no se “corrigen” con el método de identificación propuesto.

Por otro lado, el mayor valor medio de %DF_{OL} se obtuvo para BC2-EEnG, que puede ser el tamaño de anillo que mantenga un compromiso entre el mejor comportamiento frente a interferencias respiratorias de los anillos más pequeños y el mejor comportamiento frente a interferencias de baja frecuencia mostrado por los anillos más grandes.

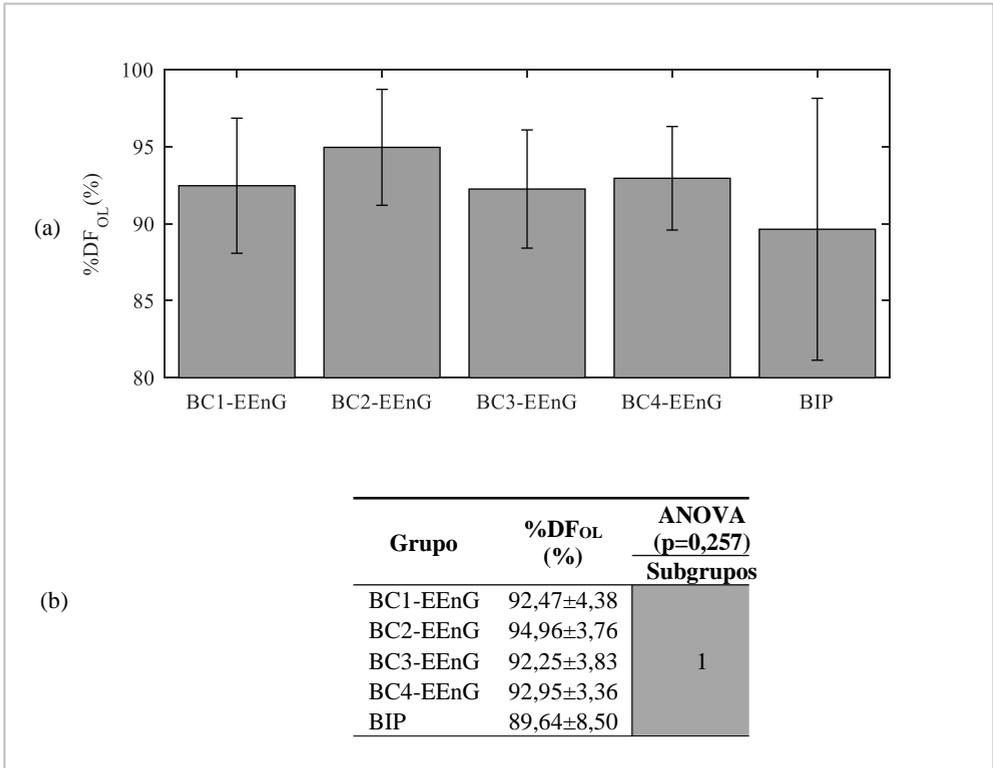


Figura 3-32. (a) Gráfico de media y desviación estándar de %DF_{OL} (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.9. Porcentaje de estabilidad rítmica (%ER)

En relación al porcentaje de estabilidad rítmica, el análisis ANOVA indica que existen diferencias significativas entre las medias de los grupos analizados.

A la vista de los resultados presentados en la figura 3-33a, se podría deducir que los registros BC3-EEnG y BC4-EEnG tienen menos estabilidad de la frecuencia dominante que el registro bipolar convencional (BIP), y que BC1-EEnG y BC2-EEnG no mostraron diferencias con los BIP.

A excepción del caso de BC4-EEnG, que además muestra una gran variabilidad de %ER, parece que la estabilidad rítmica de la frecuencia dominante de la señal aumenta (aspecto positivo) a medida que disminuye el tamaño del anillo.

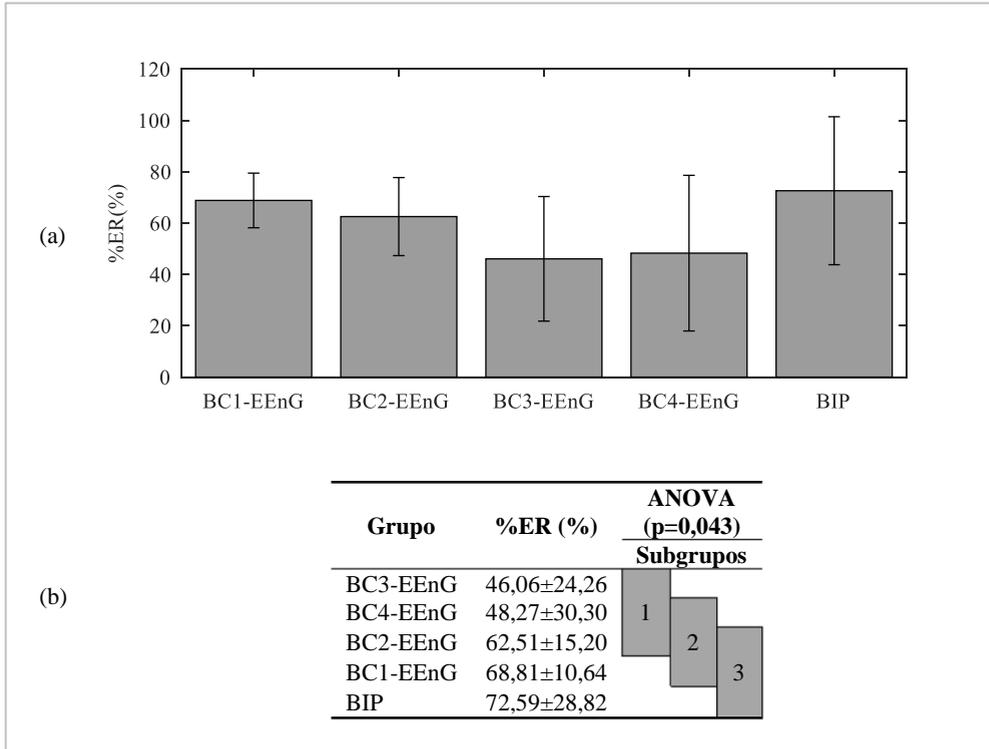


Figura 3-33. (a) Gráfico de media y desviación estándar de %ER (%) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.5.10. Variabilidad media de la OL (VM)

En relación al parámetro VM, no se encontraron diferencias significativas ($p=0,268$) entre las medias de los grupos, como se indica en la figura 3-34. Si bien se puede decir que los bipolares convencionales fueron los que tuvieron menor variabilidad media de la frecuencia dominante de señal entre ventanas consecutivas (aspecto positivo), sin embargo, sus valores fueron los que presentan una mayor desviación estándar de este parámetro. Entre los registros BC-EEnG, los que tuvieron valores más pequeños fueron BC2-EEnG y BC3-EEnG.

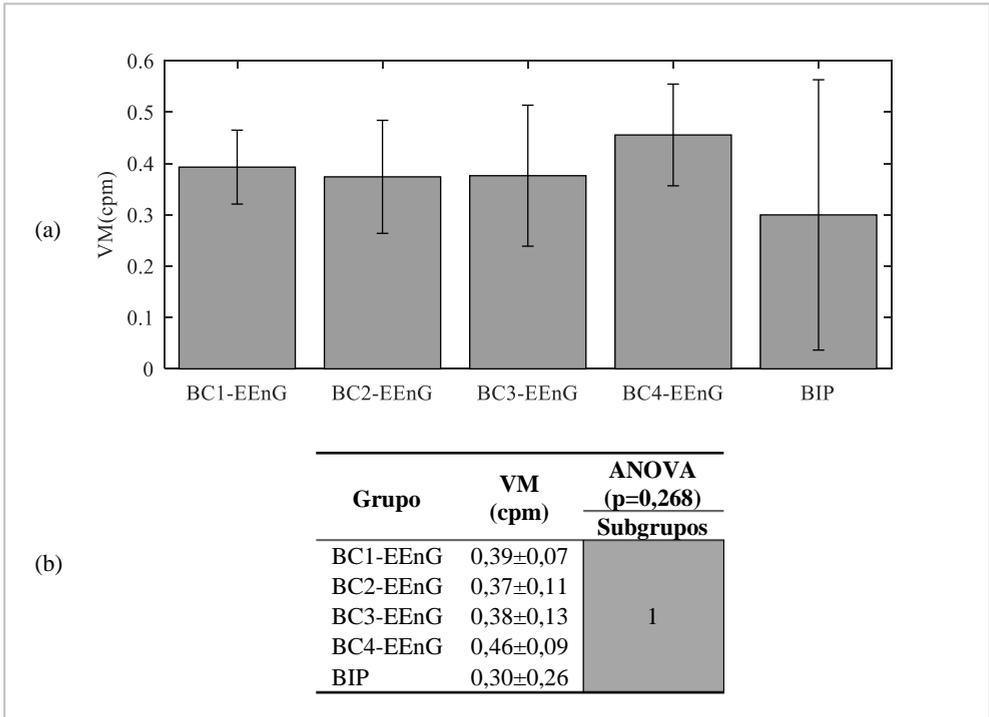


Figura 3-34. (a) Gráfico de media y desviación estándar de VM (cpm) en los bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG, BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) (b) Tabla de media±desv.estandar con los grupos homogéneos según resultados del ANOVA.

3.4.6. Selección de la dimensión del anillo más idónea para la captación del EEnG

Para la selección del tamaño de anillo más adecuado, como ya detallado en la sección 3.3.6, fueron calculadas las ratios de mejora de cada tamaño de anillo para cada parámetro del EEnG. Seguidamente se calcularon las ratios de mejora global de cada anillo y para la configuración bipolar convencional con electrodos de cazoleta.

En la tabla 3-11 se muestran los valores de RM para cada combinación. Se puede ver que las RM del bipolar convencional fueron los más bajos en su mayoría. Por otro lado, los valores de RM del BC2-EEnG, en general, tienden a ser mejores.

Una vez calculadas todas las RM y ponderadas por sus pesos correspondientes (detallados en la tabla 3-5), se calcularon las ratios de mejora global, RM_{global} , cuya representación gráfica se puede ver en la figura 3-35.

De acuerdo con el criterio de selección, el tamaño idóneo del anillo del electrodo concéntrico para la captación del EEnG, en especial de la actividad OL intestinal, es de 30 mm de diámetro; correspondiente a BC2 que obtuvo una RM_{global} de 0,804.

Tabla 3-11. Valores de RM para los registros bipolares concéntricos (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP) en cada parámetro para la obtención del RM_{global} .

Parámetro	Configuración Bipolar				
	BC1-EEnG	BC2-EEnG	BC3-EEnG	BC4-EEnG	BIP
%DF _{FTOL}	0,836	1,000	0,000	0,208	0,680
%DF _{RESP}	1,000	0,833	0,350	0,000	0,053
S/I _{RESP}	1,000	0,909	0,192	0,046	0,000
%DF _{BF}	0,000	0,093	0,187	0,595	1,000
S/I _{BF}	0,000	0,31	0,422	0,533	1,000
%DF _{OTROS}	0,512	1,000	0,455	0,597	0,000
S/I _{ECG}	0,671	0,909	0,467	1,000	0,000
%DF _{OL}	0,531	1,000	0,491	0,622	0,000
ER	0,143	0,380	1,000	0,917	0,000
VM	0,402	0,524	0,510	0,000	1,000
RM_{global}	0,582	0,804	0,343	0,460	0,361



 Mejor (1) Peor (0)

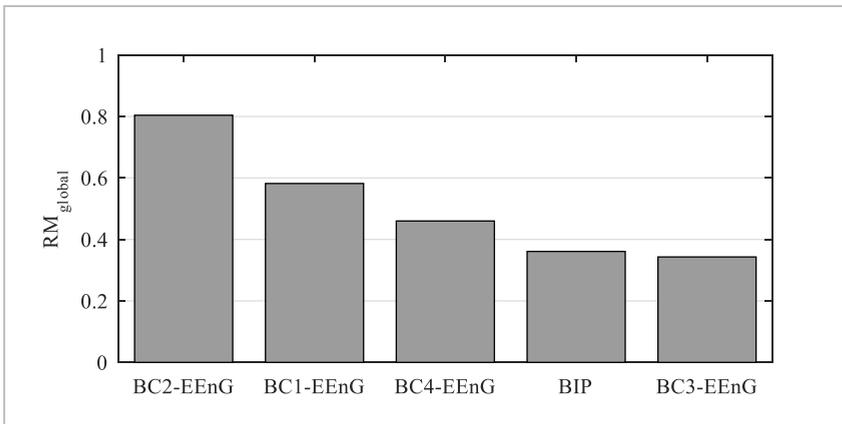


Figura 3-35. RM_{global} para cada configuración bipolar concéntrico (BC1-EEnG, BC2-EEnG, BC3-EEnG y BC4-EEnG) y bipolar convencional (BIP).

3.4.7. Matriz de electrodos laplacianos vs BC2-EEnG

En el capítulo 2 de la presente tesis doctoral se probó la posibilidad de captar la onda lenta intestinal mediante una matriz de electrodos laplacianos en configuración TCB. Específicamente el canal correspondiente al Lp2, que es el que coincide con la posición del electrodo multianular en posición subumbilical. En el apartado anterior, se ha determinado que el tamaño óptimo del electrodo concéntrico para la captación de la actividad OL intestinal es de 30 mm (BC2-EEnG). Por consiguiente, se realizará un estudio comparativo de la calidad de señal entre el Lp2 de la matriz de electrodos TCBs y el BC2-EEnG del electrodo multianular. En la tabla 3-12 se comparan los valores de los distintos parámetros obtenidos con la configuración BC2-EEnG en adhesivo

subumbilical y con el Lp2 de la matriz de electrodos TCBs del capítulo 2.

Tabla 3-12. Comparativa electrodo TCB (Lp2) y BC2-EEnG en posición subumbilical * Indica diferencia significativa entre las medias.

Parámetros	Lp2 (N=16)	BC2-EEnG (N=10)
%DF _{FTOL} (%)*	45,54±5,97	61,41±10,0
%DF _{FRESP} (%)	9,51±6,86	10,16±7,20
S/I _{RESP} (dB)	5,39±3,17	5,96±4,30
%DF _{BF} (%)*	37,12±6,90	23,51±9,60
S/I _{BF} (dB)*	2,38±2,67	3,54±2,80
%DF _{FOTROS} (%)	7,95±4,38	4,91±3,80
S/I _{EKG} (dB)*	18,44±8,27	22,32±2,00
%DF _{FOL} (%)	92,56±4,13	94,96±3,70
DF _{FOL} (cpm)	9,67±1,07	9,75±0,44
%ER (%)	61,91±8,80	62,51±15,20
VM (cpm)*	0,50±0,24	0,37±0,11

Se puede deducir de la tabla anterior que el registro BC2-EEnG presenta menor interferencia de baja frecuencia que el obtenido con el electrodo TCB, lo cual se ve reflejado en los parámetros %DF_{BF} (%) y S/I_{BF} (dB). Asimismo, la ratio S/I_{EKG} obtenido con el registro BC2-EEnG es significativamente mayor que con el electrodo TCB. En cuanto a la interferencia respiratoria, ambos electrodos tienden a tener comportamientos similares. En cuanto a la captación de la actividad OL intestinal, en el registro crudo hay un mayor porcentaje de segmentos de señal en el registro BC2-EEnG cuya frecuencia dominante se encuentra dentro del rango de frecuencia esperado de la actividad OL intestinal (8-12 cpm) (%DF_{FTOL}). Además, la actividad intestinal detectada en el registro de superficie presenta una mayor estabilidad, es decir, una menor variación de la frecuencia dominante entre ventanas consecutivas (VM). También cabe señalar que ha habido un menor porcentaje de segmentos de señal difícilmente interpretable fisiológicamente (%DF_{FOTROS}), es decir, la frecuencia dominante de la señal no se encuentra entre 8-12 cpm, ni coincide con la frecuencia respiratoria ni está asociado con la interferencia de baja frecuencia. Todo ello, apunta que el registro BC2-EEnG permite una mejor captación de la actividad OL intestinal que con el electrodo TCB.

3.5. Discusión

3.5.1. Amplitud de las señales registradas en superficie abdominal y porcentaje de artefactos.

Se han realizado registros no invasivos mediante electrodos convencionales y anulares con diferentes configuraciones y materiales con el fin de determinar la mejor configuración para la captación de la actividad mioeléctrica intestinal, concretamente para la mejor identificación de su componente omnipresente de baja frecuencia, la onda lenta intestinal. Además, se ha registrado de forma simultánea sus principales fuentes de interferencia, como son los artefactos de movimiento (acelerómetro), la respiración y el ECG.

Igual que los registros obtenidos con el electrodo TCB (capítulo 2), se ha visto que las amplitudes de las señales están influenciadas por la presencia de las interferencias, como respiración y el ECG, además en su mayoría estas interferencias son mayores que la propia señal intestinal [Chang 2005, Chen et al. 1993a, 1990, Prats-Boluda et al. 2011]. Por lo tanto, las amplitudes captadas en superficie no pueden ser atribuidas únicamente a la actividad mioeléctrica intestinal, para esto, habría que eliminar dichas señales para poder determinar la amplitud correspondiente al EEnG.

En todo caso, tanto con electrodos con *foam* o sólo con adhesivo, se pudo observar que las amplitudes de las señales en superficie abdominal para la configuración MC-EEnG (60 μV a 90 μV) fueron mayores a las BC-EEnG (10 μV a 40 μV), independientemente de la posición en la cual fueron registradas. Esto pone de manifiesto que las componentes comunes en ambas señales que se cancelan en la configuración diferencial son de mayor amplitud que las componentes de carácter propiamente diferencial.

Se ha visto además que existe una tendencia al aumento de la amplitud con el aumento del tamaño del anillo tanto para registros monopolares como bipolares concéntricos, de manera más notoria con el adhesivo e independientemente de la posición, con resultados similares encontrados en trabajos previos aunque sin diferencias significativas [Ye-Lin et al. 2014].

Trabajos de otros autores también se realizaron con electrodos multianulares, en este caso para señales electrocardiográficas [Prats-Boluda et al. 2016, 2015], pero a diferencia de las señales de EEnG, fue posible emplearlos en seco puesto que la amplitud de señal de ECG en su origen es del orden de 10 veces superior o más que la de las señales de EEnG, y los resultados previos con la matriz de electrodos de EEnG realizados en el capítulo 2 sugirieron el ensayo del uso de electrodos anulares con posibilidad de empleo de gel electrolítico.

Respecto al porcentaje de pérdida de datos o bloques no válidos por presencia de artefactos y saturaciones, el nuevo diseño de electrodo concéntrico multianular flexible que emplea gel electrolítico obtuvo valores muy similares a los obtenidos con electrodos comerciales de disco tanto de cazoleta para el registro de EEnG, como desechables para el registro de ECG. Todos ellos con valores entre 1% y 1,5%. Además, la mejora es considerable frente a la versión de electrodos TCBs en seco empleada en el capítulo anterior con valores de entorno al 3%. Esto puede deberse fundamentalmente por dos motivos. Primero, debido a la utilización del gel electrolítico como medio de contacto entre el electrodo y la piel, que permite disminuir la impedancia de esta interfaz electrodo-piel. Si bien también hay que considerar, que esta característica se puede ver afectada con el paso del tiempo de registro desde que se coloca el gel, haciendo que la impedancia vuelva a aumentar en registros de larga duración y con ella se vuelva más susceptible a los artefactos de movimiento [Lin et al. 2011, Lopez-Gordo et al. 2014]. Aunque puede considerarse, en los registros de corta duración, que las propiedades del gel se mantienen constantes [Searle y Kirkup 2000]. El segundo motivo puede ser la mejora de la fijación del electrodo a la piel mediante la utilización del material adherente

adaptado geoméricamente al electrodo multianular de este segundo estudio, frente a la fijación mediante cinta adhesiva sobre el reverso de la matriz de electrodos del capítulo anterior.

Además del electrodo multianular, se registraron señales con los electrodos de cazoleta para el registro bipolar convencional (BIP), cuyas amplitudes no presentaron diferencias significativas respecto de las obtenidas en el Capítulo 2 ($50 \mu\text{V}$ a $90 \mu\text{V}$), presentando variaciones de amplitud considerables entre voluntarios registrados y durante una misma sesión de registro, como también se pudo ver en otros trabajos de registros en superficie abdominal [Chang et al. 2007, Chen y Lin 1993, Garcia-Casado et al. 2014c, Prats-Boluda et al. 2011].

3.5.2. Efectos de los factores y dimensiones en parámetros característicos para la detección de la OL en superficie con electrodo multianular

En este estudio se pretende valorar las distintas combinaciones de tres factores (material, configuración y posición) en la captación del EEnG con énfasis en la identificación de la OL. Mediante el estudio factorial desarrollado en el apartado 3.4.3, se pudo observar los efectos de cada uno de estos factores y sus interacciones, cuyo resumen de factores con mejor comportamiento se resume en la tabla 3-13.

Tabla 3-13. Resumen de mejor factor por parámetro en virtud de sus efectos principales y posibles interacciones significativas. “-” = no significativo.

Parámetros	Configuración	Material	Posición	Interacción
%DF _{FTOL}	-	Adhesivo	Subumbilical	MP
%DF _{FRESP}	-	Adhesivo	-	-
S/I _{RESP}	-	-	Subumbilical	-
%DF _{BF}	MC-EEnG	Adhesivo	-	MP
S/I _{BF}	MC-EEnG	Adhesivo	-	MP
%DF _{FOTROS}	-	-	Subumbilical	-
S/I _{ECG}	BC-EEnG	-	-	CM
%DF _{OL}	-	-	Subumbilical	-
%ER	-	-	-	MP y CP
VM	MC-EEnG	-	-	-

3.5.2.1. Efectos en la interferencia cardíaca

Se pudo observar que la **configuración** es el factor que mayor relevancia tiene sobre la interferencia cardíaca presente en los registros de EEnG, BC-EEnG tuvo una mejor ratio señal/interferencia de ECG respecto a la configuración MC-EEnG, como se resume en la tabla 3-13 y como se comentaba en el apartado 3.4.3.7, coincidiendo con resultados desarrollados en otros trabajos en los que se emplearon electrodos anulares para la captación de diferentes tipos de biopotenciales [Alberola-Rubio et al. 2013, Garcia-Casado et al. 2014c, Prats-Boluda et al. 2011]. Esto es debido a que esta interferencia es captada en gran medida como una interferencia de modo común por el disco central y los anillos concéntricos.

3.5.2.2. Efectos en la interferencia respiratoria

En relación a la interferencia respiratoria, se ha visto que son dos los factores que principalmente condicionan la mayor o menor presencia de interferencia respiratoria; el material y la posición (ver tabla 3-13).

El **material** adhesivo tuvo un mejor comportamiento frente al *foam*. Esto puede deberse a la cantidad de gel electrolítico utilizado por cada material, el electrodo con solo adhesivo utilizaba menos gel que el *foam*, y la deposición del gel en el electrodo pudo ocasionar un contacto no uniforme. Como se ha visto en otros trabajos, la interferencia respiratoria en los registros en superficie se deben en mayor medida a la diferencia de potencial entre los electrodos debido a movimientos mecánicos [Chang 2005, Chen et al. 1993a, Prats-Boluda et al. 2011], y cualquier posible contacto no uniforme en los anillos del electrodo puede hacer posible que este tipo de interferencias se haga más preponderante. Una forma de solucionar el problema de la colocación del gel en los electrodos es utilizar gel electrolítico sólidos o *hydrogel*, con ellos se conseguirían dos mejoras importantes: se mejoraría el contacto con la piel y la fijación sería autoadhesiva, ya que muchos geles conductores sólidos son además adhesivos, pero tienen la desventaja de ser más costosos.

Otro factor que puede influir con la presencia de mayor interferencia respiratoria es la **posición** en que se registra. La posición subumbilical había resultado ser la más adecuada en este sentido; este comportamiento puede deberse a que en la posición supraumbilical el electrodo se encuentra más cerca de la caja torácica y del diafragma, pudiendo experimentar un mayor movimiento.

Por otro lado, igual que los electrodos TCBs, el electrodo concéntrico anular tiende a captar menos interferencia respiratoria que los registros bipolares con electrodos de disco convencionales. Esto es probablemente debido al movimiento entre el disco central del electrodo y el anillo exterior que tienden a estar más sincronizados temporalmente ya que forman parte del mismo conjunto, unidos solidariamente a la superficie corporal. Además, se ha visto que conforme aumenta el tamaño del anillo, la influencia de la interferencia respiratoria en el registro EEnG es mayor. Esto es probablemente debido a que el disco central y el anillo exterior dejar de estar sincronizados temporalmente al aumentar el tamaño del anillo exterior.

3.5.2.3. Efectos en la interferencia de baja frecuencia

Con respecto a las interferencias de baja frecuencia, uno de los factores a tener en cuenta es la **configuración**. Se ha visto que la interferencia de baja frecuencia afecta más a la configuración BC-EEnG, independientemente de la posición y el material del electrodo. Esto parece indicar que las interferencias de baja frecuencia como fluctuaciones del potencial de contacto o línea base no son similares (componente de modo común) entre

ambos polos del registro o no se cancelan, de hecho, se incrementan ligeramente, al computar la diferencia de potencial entre ambas. Este peor comportamiento de BC-EEnG frente a MC-EEnG también puede deberse a que las amplitudes de las señales son menores haciendo que aumente la influencia de esta interferencia.

Por otro lado, el efecto del factor **material** refleja que el electrodo con solo adhesivo tiende a ser más inmune a la interferencia de baja frecuencia. Además en este aspecto, se observó una interacción significativa, lo que puede verse explicada por el comportamiento de la interferencia de baja frecuencia, ya que en la posición subumbilical tanto *foam* como adhesivo poseen interferencias de baja frecuencia similares, pero al cambiarlos de posición al supraumbilical, éstas empeoraron con el *foam*, y con el adhesivo hasta llegó a mejorar. Esto puede deberse al contacto electrodo-piel más pobre con el cambio de posición. Como se había descrito en los párrafos anteriores, el medio de contacto entre el electrodo y la piel era el gel, y por diseño, el *foam* utilizaba más gel que electrodo solo con adhesivo, lo que puede llegar a ser contraproducente en su utilización, lo que podría llevar a un mal contacto con la piel aumentando su impedancia con la piel [Huigen et al. 2002, Verhagen et al. 1999] y a su vez aumentando las bajas frecuencias, esto sumado a la pérdida de adhesividad con el cambio de posición del electrodo.

En cuanto al efecto de las **dimensiones** de los anillos, se pudo observar que a medida que el tamaño del anillo exterior aumenta, existe una tendencia a disminuir la interferencia de interferencia de bajas frecuencias (ver sección 3.4.5.4). Este comportamiento puede deberse al incremento de la distancia entre el disco central y el anillo exterior, haciendo que el área de contacto aumente y por consiguiente una disminución de la impedancia entre el electrodo y la piel.

3.5.2.4. Efectos en la identificación de la onda lenta intestinal.

En lo que respecta a los resultados del efecto de los factores relacionados con identificación de la onda lenta intestinal, existen dos factores que se deben de tener en cuenta principalmente para valorar al electrodo, el material y la posición, ya que en promedio, el factor configuración no presentó diferencias significativas (ver tabla 3-13).

La **posición** subumbilical resultó ser la más idónea para captar la OL, tanto en el registro crudo (%DF_{F_{TOL}}) como una vez descartadas las interferencias de respiración y de baja frecuencia (%DF_{OL}). Además, en esta posición se lograba una disminución de los casos donde la DF no se corresponden con el rango definido para la OL ni con sus interferencias principales, esto hace que mejoren las condiciones para la identificación de la OL intestinal. En una primera instancia se podría pensar que la peor calidad de señal EEnG en la posición supraumbilical se debe a la pérdida de adherencia del elemento adhesivo, ya que los registros se realizaban primero con el electrodo multianular en la posición subumbilical y luego en la supraumbilical sin regenerar la capa adhesiva del electrodo. No obstante, este resultado coincide con la literatura que se ha reportado que la mejor área de registro es la zona subumbilical [Prats-Boluda et al. 2011] dado que hay una mayor concentración de asas intestinales en dicha zona y se

encuentra más alejada del estómago y del diafragma, que pueden generar una mayor interferencia gástrica y respiratoria. Esto explicaría los peores resultados en posición supraumbilical para el **material foam**. Es de destacar que para el caso del electrodo con sólo material adhesivo los resultados son similares en ambas posiciones, probablemente por su mayor capacidad de cancelar la interferencia respiratoria, y minimizar ese efecto de mayor o menor cercanía al diafragma con el cambio de posición.

La posición y el material también influyen en la estabilidad de la DF identificada, ya que se ha visto que en la posición subumbilical los valores de estabilidad y variabilidad se mostraban más constantes, tanto con el empleo de adhesivo como de *foam*; pero en la posición supraumbilical terminaba afectando más negativamente el uso de *foam*. Esto puede deberse a que el *foam* no se adaptaba de la misma manera que el adhesivo en la posición supraumbilical debido a la curvatura del cuerpo.

Por otro lado, en cuanto al **tamaño del anillo**, los mejores resultados fueron logrados con el anillo de 30 mm de diámetro exterior. Es probable que se deba a que con estas dimensiones se lograba un mejor rechazo de las interferencias que más afectan a estos registros, como la respiración y la interferencia de baja frecuencia como así también a la capacidad de captar la OL en superficie. Además, los electrodos de menor diámetro captan los dipolos de potencial más próximos a la superficie corporal, sin embargo, a medida que aumenta el diámetro externo aumenta también la profundidad de captación de dipolos de potencial. No obstante, a mayor diámetro mayor es el efecto de promediado de diferentes fuentes de potencial, menor resolución espacial, a la par que el electrodo es más sensible a la interferencia respiratoria ya que es más difícil de asegurar el contacto a medida que aumenta el tamaño.

Otros trabajos realizados previamente también han coincidido en electrodos anulares para registros en superficie de tamaños similares, aunque con otro tipo de fuentes de señal fisiológica. Ye *et al.* indicaron que la viabilidad de captar la actividad mioeléctrica uterina en mujeres embarazadas a término mediante electrodos bipolares concéntricos con un diámetro de 24 mm [Ye-Lin et al. 2014]. También en el ámbito de la electrocardiografía, Prats *et al.* Observaron que con anillos concéntricos del 33,5 mm se llegaba a una solución de compromiso entre una mejor usabilidad y mejor resolución espacial que entregan los anillos pequeños, con amplitudes de señal más grande que se logran con electrodos mayores [Prats-Boluda et al. 2016].

3.5.3. Electrodo TCB vs BC2-EEnG vs bipolar convencional (BIP)

Los resultados de los distintos efectos en los parámetros, con los distintos tamaños de anillos han expuesto que no hay un tamaño óptimo común para todos los parámetros valorados. Se observó que en algunos casos se lograba una mejor reducción de la interferencia respiratoria, pero a su vez se empeoraba en baja frecuencia. Esto hace que sea necesario llegar a una solución de compromiso entre dimensión pequeña y grande del anillo valorando los parámetros estudiados. Mediante el método propuesto en el apartado 3.3.6 se llegó a la conclusión de que entre las ocho combinaciones posibles del electrodo multianular, la configuración BC2-EEnG fue la más idónea para captar la OL

del EEnG en superficie. En base a esto, se ha visto en el apartado 3.4.7 una comparación de todos los parámetros logrados con la matriz de electrodos laplacianos (Lp2), además, fue posible comparar con el bipolar convencional obtenido con electrodos de disco (BIP) atendiendo a los resultados de la sección 3.4.5. Sin embargo, existen algunos puntos a tener en cuenta al realizar esta comparación que pueden influir en su interpretación:

- El electrodo TCB (dos anillos concéntricos y un disco central, en configuración bipolar) estaba compuesto de dos partes, la propia matriz de electrodos concéntricos y un circuito de acondicionamiento, que lo hacía un circuito activo (preamplificación y filtrado paso-alto). Mientras que el electrodo multianular no contaba con circuito de acondicionamiento, y de un mismo electrodo se obtenían las señales monopolares concéntricas y de ellas se extraían las bipolares concéntricas mediante y utilizado en configuración bipolar concéntrica vía software. Además, la potencia espectral asociada a ambas configuraciones es diferente [Besio et al. 2006b, Farina y Cescon 2001].
- El material con el que se implementaron el disco y anillos conductores del electrodo TCB fue de Ag (Plata), mientras que el electrodo multianular utilizó Ag/Ag-Cl (Plata-Cloruro de plata). Cuando se trabaja con electrodos en seco, como el caso del TCB, la plata (Ag) presenta menor impedancia electrodo-piel que la Ag/Ag-Cl [Gruetzmann et al. 2007]. Por otro lado, Ag/AgCl con gel constituyen un biopotencial muy estable a lo largo del tiempo, y sin embargo el AgCl actúa como capa aislante en electrodos que trabajan en seco [Fiedler et al. 2014, Gruetzmann et al. 2007]
- El electrodo TCB trabajaba en seco y se fijaba a la piel mediante cinta adhesiva de uso médico. El electrodo multianular se utilizaba húmedo (gel electrolítico) y era autoadhesivo.
- El diámetro externo del anillo exterior del electrodo TCB era de 24 mm. El electrodo multianular (configuración BC2-EEnG) fue de 30 mm.

En relación a la **interferencia cardíaca**, se pudo comprobar que el BC2-EEnG y el TCB, tuvieron una mejor atenuación de la interferencia cardíaca comparada con el BIP. Pese a que BIP también es un registro bipolar, las diferencias en la captación de actividad cardíaca por cada disco son mayores que para el caso de polos concéntricos como en BC-EEnG, repercutiendo en una peor cancelación de dichas componentes al computar la diferencia de los potenciales captados. Esto es similar a los resultados encontrados en otros trabajos con aplicación de electrodos concéntricos [García-Casado et al. 2014c, Prats-Boluda et al. 2011], donde se puede ver la capacidad de atenuar este tipo de interferencia que se propaga por la superficie del cuerpo. Por otro lado, no se obtuvieron grandes cambios en la ratio señal/interferencia del ECG entre la configuración del BC2-EEnG y el TCB.

En lo que respecta a la **interferencia respiratoria**, la capacidad de atenuación de esta interferencia en el BC2-EEnG y el TCB son similares, pero a su vez superiores al BIP

significativamente. Esto puede deberse a la propia naturaleza de la interferencia respiratoria, cuyo origen es mecánico, y como los anillos de los electrodos anulares experimentan un menor movimiento relativo con el movimiento del abdomen, la interferencia respiratoria sería escasa. Efectos similares se han visto en otros trabajos que coinciden con estas conclusiones [Garcia-Casado et al. 2014b, Prats-Boluda et al. 2011].

Con la **interferencia de baja frecuencia**, se ha visto que con la configuración BC2-EEnG se reduce la influencia de baja frecuencia en relación al TCB. Se consiguen niveles más bajos y la ratio señal/interferencia S/I_{BF} mejora. Esta mejora puede deberse también a la mejora en contacto con la piel, ya que el BC2-EEnG fue empleado con gel electrolítico lo que hace que disminuya el potencial de contacto del electrodo con la piel y con ello se tenga menos componentes de baja frecuencia [Chi et al. 2010, Searle y Kirkup 2000]. Por otro lado, estudios teóricos de otros autores han relacionado el desplazamiento de la distribución espectral con el aumento del tamaño del anillo [Besio et al. 2004, Farina y Cescon 2001], el mayor diámetro del BC2-EEnG puede propiciar un ligero aumento de la frecuencia de corte inferior del efecto filtrado asociado a la captación de la actividad bioeléctrica de fuentes lejanas, haciendo que la interferencia de baja frecuencia sea menor.

Por otro lado, las interferencias de baja frecuencia afectan más a los bipolares concéntricos que a los bipolares convencionales, como se han descrito en trabajos anteriores [Garcia-Casado et al. 2014c, Prats-Boluda et al. 2011] si bien en estos últimos los registros con electrodos concéntricos eran en seco. Pese a haber trabajado con gel no se ha conseguido igualar el comportamiento de los registros con electrodos de disco en lo que se refiere a estas componentes de baja frecuencia.

Desde el punto de vista de procesado de señal, existen diversos métodos para tratar con las interferencias respiratorias; sin embargo, para las interferencias de bajas frecuencias se vuelve más difícil ya que no tenemos una frecuencia establecida que eliminar (como es el caso de la respiración en interferencia respiratoria). El problema surge con los armónicos de la línea basal que puedan dar lugar a múltiples picos en el rango de la OL (8-12 cpm), empeorando la estabilidad rítmica de la OL captada en superficie. Una forma de poder discriminar la OL de estos armónicos es mediante las técnicas de seguimiento de frecuencia, que permiten concatenar las frecuencias de picos energéticos que mantienen una estabilidad en sus valores como es el caso de la onda lenta [Garcia-Casado et al. 2014a, Helene y Catherine 1998]

En relación a la capacidad de los electrodos para captar la **onda lenta intestinal**, la configuración BC2-EEnG tuvo un mejor resultado en comparación al TCB y BIP. Por un lado, la mejor capacidad de BC-EEnG frente a TCB para atenuar las interferencias de baja frecuencia (probablemente asociado al uso de gel conductor y una mejor fijación a la piel por la característica adhesiva), aumenta de forma significativa el porcentaje de ventanas cuya DF es directamente atribuible a la OL y mejorando la estabilidad (variabilidad media) de la frecuencia detectada. De forma análoga, en la comparativa respecto a BIP parece que las mejoras en dicha estabilidad y en la capacidad de detectar

frecuencias atribuibles a la OL se basa en su mejor respuesta frente a interferencia respiratoria. Finalmente, destacar que el %DF_{OL} del BC2-EEnG que mostró porcentajes más elevados (aunque sin diferencias significativas) respecto del TCB y del bipolar convencional (mayor variabilidad en este último), parece estar basado en la reducción del número de ocasiones en que la DF no es atribuible a OL, respiración ni interferencias de baja frecuencia. Esta mejora en la captación de la OL de esta configuración de electrodo puede ser de gran utilidad, si bien en todo caso se hace necesario el uso de estrategias para minimizar los efectos de las interferencias presentes en los registros de EEnG en superficie, especialmente de respiración y baja frecuencia.

3.5.4. Aplicabilidad de los electrodos multianulares desarrollados

En esta parte de la tesis se ha implementado un electrodo multianular que como se ha visto, permite el registro de señales bioeléctricas en varias configuraciones: bipolares concéntricas y monopolares concéntricas. Otras configuraciones también se podrían implementar, como por ejemplo, configuraciones en TCB, configuración tripolar si se desea una mejor resolución espacial [Besio et al. 2006b, 2004], o utilizar uno de los anillos como su propio electrodo de referencia si se desea eliminar la necesidad de utilizar un electrodo externo [Prats-Boluda et al. 2016].

Además, el electrodo concéntrico multianular propuesto en este trabajo permite analizar el efecto de la dimensión sobre la captación de la señal bioeléctrica ya que permite el registro simultáneo de señales captados con anillos de distintos tamaños, manteniéndose constante: la posición del electrodo, el paciente en estudio y resto de condiciones de la prueba, facilitando una comparativa directa de la calidad de las señales obtenidas para cada dimensión. Este diseño de electrodo desarrollado en esta tesis ha sido utilizado para determinar el tamaño óptimo de electrodos concéntricos para la captación de la señal cardiaca [Prats-boluda 2016].

Asimismo, se podría utilizar para la adquisición otras señales bioeléctricas, i.e, electromiografía diafragmática (EMGdi), que mide la actividad eléctrica del diafragma, principal músculo envuelto en proceso de la respiración, y que tiene importancia clínica para el entendimiento del mecanismo respiratorio, en especial en pacientes que sufren de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) [Dornelas De Andrade et al. 2005, Similowski y Derenne 1994], ya que puede proveer información para evaluar la función muscular respiratoria, donde la cancelación de la señal de ECG y el problema de orientación en la colocación del electrodo sobre el músculo son importantes. En estas aplicaciones es probable que habría considerar utilizar anillos de varios tamaños, ya que aún no se ha establecido una dimensión adecuada en los registros del EMGdi [Estrada et al. 2014].

También para estudios de electromiografía uterina (electrohisterograma, EHG), en los que las características de los electrodos anulares pueden ser de gran interés. En este campo se ha demostrado la relación entre la velocidad de propagación del EHG y la cercanía al momento del parto, mostrando un gran potencial para el diagnóstico del parto prematuro. Sin embargo, un aspecto criticado a este respecto ha sido el hecho de que la

medida de la velocidad de propagación dependería del desalineamiento entre la dirección del frente de onda y la de los dos electrodos de disco utilizados [Lucovnik et al. 2011]. La configuración con simetría axial de los electrodos anulares resolvería este problema. Además, las lecturas de los diferentes anillos podrían facilitar el estudio de la propagación del frente de onda.

Otra posible aplicación de los electrodos concéntricos multianulares podría ser la detección de las MUAPs en el EMG de superficie para la identificación de desórdenes neuromusculares. Existen desórdenes neuromusculares que solo pueden ser investigados estudiando los potenciales de acción de las unidades motoras (MUAPs) [Farina y Cescon 2001, Rau y Disselhorst-Klug 1997]. Actualmente, en la clínica son utilizados los electrodos intramusculares para captarlos. Estos electrodos ofrecen una información más específica de las fibras musculares, pero presentan el inconveniente ser invasivos, además de ser necesaria la supervisión de un médico especialista. En cambio, el EMG de superficie convencional aporta comodidad, pero no ofrece información suficientemente selectiva de las unidades motoras debido a su pobre resolución espacial (figura 3-36a). Además, en registros de EMG de superficie son difíciles de detectar las direcciones de las fibras lo que puede ocasionar que la amplitud y el contenido espectral varíen considerablemente. Los electrodos multianulares pueden ser beneficiosos en estos casos, ya que pueden mejorar la resolución espacial y además no tienen el problema de orientación de los electrodos sobre el músculo a registrar. Para este caso, habría que considerar algunos puntos de diseño, como por ejemplo disminuir las dimensiones de los anillos, ya que las zonas de inervación de los músculos son más pequeñas (p.ej. bíceps braquial, tibial anterior o abductor del meñique). Trabajos realizados por otros autores, con señales simuladas, han mostrado que es posible mejorar la resolución espacial aumentando el número de anillos y han estimado que con cantidad de anillos superiores a tres las señales ya no muestran diferencia, como se puede ver en la figura 3-35b [Farina y Cescon 2001].

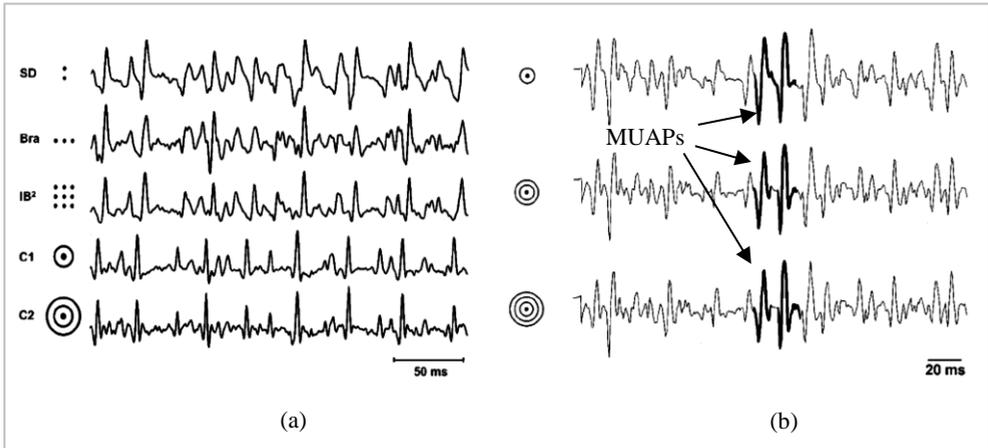


Figura 3-36. (a) Señales de EMG en superficie (bíceps braquial), bipolar (SD), *branched* (Bra) transversal a las fibras musculares, Binomial inverso de segundo orden (IB²), un anillo concéntrico (C1) y dos anillos concéntricos (C2). Los discos concéntricos se encuentran más próximos de la zona de inervación muscular en relación a las demás configuraciones, como se puede observar en el retardado de las señales detectadas (b) Señales de EMG en superficie (músculo abductor del meñique) con uno, dos y tres anillos concéntricos durante una contracción voluntaria. El incremento en número de anillos aumenta la resolución espacial que se refleja en la menor duración de los MUAPs y mejor separación de las fuentes (p. ej. en líneas gruesas remarcadas) [Farina y Cescon 2001].

En el ámbito de la electroencefalografía (EEG) se ha visto que uno de sus principales problemas en este tipo de registro suelen ser los artefactos de movimiento o electromiográficos debido al movimiento de los ojos y al parpadeo [Niedermeyer y Silva 2004]. En este sentido se han hecho estudios de EEG con electrodos anulares en donde fue posible atenuar la actividad mioeléctrica y los artefactos de movimiento en contraste con los registros bipolares con electrodos convencionales de EEG [Besio et al. 2014, Shen et al. 2014], no obstante estos electrodos desarrollados eran rígidos, y como se ha visto en este trabajo, los electrodos flexibles ayudan a una mejor adaptación a la curvatura de la piel y una implementación en material adhesivo con gel, podría contribuir en una mejor y fácil fijación sobre el cuero cabelludo además de una mayor comodidad para el paciente.

Además de las adquisiciones de señales biomédicas, es posible implementar a los electrodos multianulares no como sensor, sino como actuador (electroestimulación). En este aspecto, se han desarrollado electrodos anulares para implantar en modelo animal [Besio et al. 2007, Makeyev et al. 2011, Rogel-Salazar et al. 2013] y se ha estudiado su uso en modelos computacionales de humanos [Datta et al. 2008]. Se ha visto que con los electrodos anulares es posible lograr una densidad de corriente mucho más uniforme y focalizada directamente debajo de los electrodos convencionales, por lo que podrían ser de especial interés en el ámbito de la electroestimulación cerebral para reducir la frecuencia de las actividades convulsivas.

3.5.5. Limitaciones del estudio

En este trabajo se ha valorado la influencia de tres factores principales en la adquisición de señal de superficie de EEnG mediante electrodos anulares flexibles: la configuración, el material y la posición de registro. Específicamente se ha estudiado sus efectos sobre una serie de parámetros característicos que fundamentalmente valoran la captación de OL intestinal y la presencia de interferencias (respiración, baja frecuencia, cardiaca). Sin embargo, existen algunas limitaciones en este estudio y que se deben de tener en cuenta y que, en algunos casos, pueden ser subsanadas en estudios posteriores.

Se han hecho registros en dos posiciones, subumbilical y supraumbilical, cuyos tiempos de registros no fueron los mismos, 60 min y 10 min, respectivamente. Se optó por diez minutos ya que puede considerarse un tiempo mínimo para la captación de la OL sin alargar en exceso la duración de la sesión de registro. Esto puede ser solventado igualando los tiempos, sin embargo, 10 minutos puede considerarse un tiempo prudencial mínimo para captar la OL. Además, otro de las limitaciones en este estudio es el número de sujetos utilizados; para dotar a los resultados de mayor capacidad de generalización la base de datos debería ser mayor. Asimismo, también cabe destacar que todos los sujetos eran sanos y para la futura aplicación clínica de la técnica también se requeriría realizar estudios con sujetos con distintas patologías en colaboración con un centro médico/hospital.

Otro inconveniente a tener en cuenta es el orden en que fueron realizadas las mediciones. Si bien el orden de elección de electrodo para el momento del registro (*foam* o adhesivo) fue aleatorio, la posición se realizó primero en la subumbilical y luego en la posición supraumbilical. Para evitar cualquier dependencia efecto del protocolo en los resultados subumbilical y supraumbilical sería conveniente realizar los registros iniciándose aleatoriamente entre estas dos posiciones. De este modo, si se introducen errores de registro debido, por ejemplo a una pérdida de adhesividad, esto quede cancelado al hacerse aleatorio.

Respecto al material del *foam* (EVA), es muy utilizado en el ambiente médico; muchos de los electrodos utilizados en la clínica están constituidos de este material en distintas presentaciones y otros aún continúan en investigación [Gruetzmann et al. 2007, Lin et al. 2011]. Sin embargo, puede que el *foam* utilizado en este trabajo sea demasiado rígido para este tipo de registros y podría ser interesante utilizar foam con espesores menores a 1 mm, lo que permitiría al electrodo ser más flexible y ayudaría a adaptarse mejor a la superficie corporal.

En cuanto a la identificación de la componente de la onda lenta en los registros de EEnG en superficie se ha centrado fundamentalmente en si la DF estaba en el rango de 8 a 12 cpm y en su ritmicidad. En primer lugar, lo ideal sería poder confirmar que esas frecuencias identificadas están efectivamente asociadas a la OL intestinal que se tiene internamente. Si bien esto sí ha podido hacerse en modelo animal, por cuestiones obvias es difícilmente replicable en humanos [Garcia-Casado et al. 2005, 2002, Ye-Lin et al. 2009]. A pesar de ello destacar que no se ha reportado que ningún otro órgano interno

sea responsable de actividad bioeléctrica con esa frecuencia y ritmicidad, como posible origen alternativo a las componentes que se han identificado en la presente tesis doctoral. Por otro lado, identificar el tramo de intestino que está siendo registrado sigue siendo una cuestión sin resolver. En este sentido sería interesante colocar múltiples electrodos para realizar un mapeado en superficie de las frecuencias de OL detectadas, y basándose en el gradiente descendiente aboralmente de la frecuencia estimar la disposición en superficie de los tramos intestinales.

Por otra parte, en el proceso de selección de mejor configuración del electrodo, sería necesario complementar el estudio teórico para la obtención de la mejor configuración y dimensión del electrodo de captación, atendiendo a su función de transferencia de mejor configuración.

La mejora continua en el área de procesado digital de la señal, así como electrodos de censado y la instrumentación asociada, podrían contribuir al acercamiento de las técnicas mioeléctricas a la aplicación clínica.

3.6. Conclusiones

En base a los objetivos planteados en la sección 3.1.2, se comentarán las conclusiones alcanzadas y sus posibles implicancias.

- **Implementar electrodos multianulares concéntricos gelificados y autoadhesivos para registros del EEnG en superficie abdominal.**

Se implementaron electrodos multianulares sobre sustratos flexibles, utilizando material conductor de Ag/AgCl, para su uso en húmedo empleando gel electrolítico y con material adherente para ser utilizado en dos presentaciones, con *foam* y con solo adhesivo. Los electrodos desarrollados permiten el registro simultáneo de señales bioeléctricas con anillos de distinto tamaño, y en distintas configuraciones: monopolar, bipolar, TCB o tripolar.

El desarrollo del electrodo multianular en sí mismo no es un aporte nuevo de esta tesis, pero sí lo son la utilización del conductor de Ag/AgCl, la implementación con un material auto-adherente en *foam* y adhesivo como así también su utilización con gel electrolítico.

- **Obtener una base de datos de señales electroenterográficas registradas en superficie abdominal empleando los electrodos anulares en diferentes disposiciones/configuraciones junto con el registro de sus principales interferencias, artefactos de movimiento, respiración y ECG**

Para poder utilizar los electrodos multianulares, se ha desarrollado y puesto a punto un sistema de registro para la actividad mioeléctrica del intestino delgado en superficie abdominal, específico para ser realizados con electrodos multianulares, además del registro del EEnG con electrodos de disco para la señal bipolar convencional, el ECG en ML-Derivación-I, respiración y movimientos (acelerómetro). En total se realizaron 20 registros, 10 con electrodos *foam* y 10 con Adhesivo, en igual proporción de hombres y mujeres.

El sistema desarrollado es una variante del desarrollado para el capítulo 2 de la presente tesis doctoral.

- **Analizar el efecto de los factores intervinientes en la implementación de los electrodos concéntricos anulares con respecto a los parámetros definidos para la captación e identificación de la OL.**

Teniendo en cuenta los factores intervinientes en el estudio del electrodo concéntrico anular, definidos como Configuración, Material y Posición, se han valorado los efectos sobre la captación de la actividad OL intestinal y sobre la influencia de las principales interferencias embebidas en el registro EEnG de superficie. Si bien muchos de estos parámetros ya fueron definidos previamente en otros trabajos, el método utilizado para

valorar el efecto de los factores en ellos es novedoso, ya que puede presentar una visión general de la utilidad o factibilidad del electrodo.

En relación al factor **Configuración** se puede concluir que, en seis de diez parámetros estudiados no hay una configuración significativamente mejor que la otra. Sin embargo, se observó que BC-EEnG en relación a la atenuación de la interferencia cardíaca (parámetro S/I_{ECG}) fue mejor que MC-EEnG. Pero, por otro lado, los parámetros que denotan estabilidad de la DF de la OL (VM) así como los parámetros que tienen en cuenta las interferencias de baja frecuencia ($\%DF_{BF}$ y S/I_{BF}) fueron mejores con el MC-EEnG que con el BC-EEnG.

Con respecto al factor **Material**, se pudo ver que el Adhesivo permite una mejor identificación de la frecuencia de la OL empleando directamente la DF de la señal ($\%DF_{FTOL}$), resultando más inmune a la interferencia respiratoria (valores más bajos en $\%DF_{RESP}$) y de baja frecuencia (valores más bajos en $\%DF_{BF}$). Este tipo de observación sobre el comportamiento que tienen los materiales, puede ser útil para el empleo en otros tipos de electrodos siendo ésta una aportación novedosa de la presente tesis doctoral.

Por último, con el factor **Posición**, se pudo comprobar que la posición subumbilical, resultó ser la más idónea. En este sentido, este resultado no es nuevo en esta tesis, pero sí se pudo comprobar mediante el estudio realizado en este trabajo, que la posición influye en la captación de interferencias, como el aumento de la interferencia respiratoria en la posición supraumbilical.

- **Valorar las combinaciones de factores del electrodo multianular para la captación e identificación de la OL del EEnG.**

Con los factores y sus niveles definidos en este estudio, se ha propuesto un parámetro de ratio de mejora (RM) para valorar cada combinación para cada parámetro relacionado con la captación e identificación de la OL del EEnG. Además, se ha definido una ratio de mejora global (RM_{global}) que, por medio de unas ponderaciones a cada RM de cada combinación y parámetro, permitió combinar los resultados obtenidos por cada RM individual obteniendo una valoración a nivel global (considerando todos los parámetros).

El RM_{global} permitió identificar cuál es la combinación más idónea en la captación de la OL, indicando a la combinación bipolar concéntrica, adhesivo y subumbilical (BCAdSb) como la mejor combinación para dicho propósito. El método de ratio de mejora constituye una herramienta nueva aportada en esta tesis, que permite valorar las distintas alternativas de uso un tipo de electrodo.

- **Valorar las influencias de las dimensiones del electrodo multianular en los parámetros descriptivos para la captación e identificación de la OL del EEnG.**

Se ha estudiado la respuesta de un electrodo multianular, con diámetros exteriores de $\varnothing 20$, $\varnothing 30$, $\varnothing 40$ y $\varnothing 50$ mm, respecto de la captación de la OL intestinal, valorando el

efecto de sus interferencias con objeto de establecer el tamaño idóneo para dicho propósito.

Se observó que los parámetros que cuantifican la interferencia respiratoria se veían afectados con la dimensión de los anillos. Así, se pudo ver que a medida que disminuía el tamaño del anillo mejoraba la respuesta frente a la relevancia de la interferencia respiratoria (menor el $\%DF_{RESP}$ y mayor S/I_{RESP}). Un comportamiento opuesto se pudo ver con los parámetros que cuantifican la interferencia de baja frecuencia, donde a medida que aumentaba el tamaño del anillo mejoraba la respuesta frente a este tipo de interferencia (disminuía el $\%DF_{BF}$ y aumentaba el S/I_{BF}). Respecto a la estabilidad de la frecuencia detectada ($\%ER$) se observó que ésta mejora al disminuir el tamaño del anillo.

Respecto a la interferencia cardíaca no se pudo ver una tendencia clara de la respuesta del electrodo en función de la dimensión del anillo de captación.

Finalmente, en cuanto a la detección de la frecuencia de la OL intestinal, se observó que, si bien las diferencias no son significativas, los mejores resultados ($\%DF_{OL}$ y $\%DF_{FTOL}$) se obtuvieron para el anillo de $\varnothing 30$ mm (BC2). Asimismo, este tamaño también fue el que de forma global (RM_{global}) mejor respuesta proporcionó a la hora de detectar dicha OL intestinal minimizando la influencia de las interferencias estudiadas.

El estudio y valoración cuantitativa del efecto de las dimensiones sobre la captación de la OL intestinal e interferencias presentes en el registro del EEnG son una aportación novedosa de la presente tesis doctoral.

- **Comparar la calidad de las señales captadas con el electrodo multianular concéntrico y con los bipolares convencionales.**

En relación a la interferencia respiratoria, se ha visto que el bipolar convencional presenta indicadores de calidad similares a los de BC-EEnG de tamaños $\varnothing 40$ y $\varnothing 50$ mm (BC3 y BC4), pero peores que los de los anillos de tamaños más pequeños $\varnothing 20$ y $\varnothing 30$ mm (BC1 y BC2).

Por otro lado, con la interferencia de baja frecuencia los registros con electrodos bipolares convencionales de disco ofrecieron mejores indicadores de calidad que los obtenidos mediante el electrodo anular, si bien las diferencias son menores para los anillos de mayor tamaño.

En cuanto a la atenuación de la interferencia cardíaca, fue significativamente mejor en cualquiera de los BC-EEnG comparando con la ratio del bipolar convencional.

Además, la identificación de la frecuencia asociada a la OL es posible en una mayor ratio de ventanas de análisis para el BC-EEnG con valores de hasta casi el 95%, mejorando el 90% de los registros bipolares con electrodos convencionales de disco en la misma posición. Por último, el porcentaje de pérdida de datos de la configuración BC-EEnG

con adhesivo fue similar al de los registros con electrodos convencionales de disco, con valores que rondaron el 1%.

Si bien sí se han realizado estudios comparativos de la señal de EEnG captada mediante electrodos anulares en configuración TCB y electrodos convencionales de disco; en la presente tesis doctoral se han definido nuevos parámetros para su valoración y se han analizado por primera vez las diferencias con respecto a configuraciones MC y BC y de distintos tamaños.

- **Comparar la calidad de las señales captadas con el electrodo concéntrico anular y con la matriz de electrodos laplacianos.**

Los resultados obtenidos el registro bipolar concéntrico con Ø30 mm (BC2) húmedo han mostrado un mejor comportamiento de éste frente al electrodo TCB de Ø30 mm seco en términos de: menor susceptibilidad a interferencias de baja frecuencia, mayor atenuación de interferencia cardiaca, mejor capacidad de detección de la frecuencia de la OL intestinal con el uso directo de la DF de la señal, y una menor variabilidad de la frecuencia detectada. Por último, el porcentaje de pérdida de datos por artefactos de movimiento de la configuración BC-EEnG con adhesivo fue del orden del 1%, inferior al obtenido por la matriz de electrodos laplacianos (del orden del 3%). Todo ello, apunta que el registro BC2-EEnG permite una mejor captación de la actividad OL intestinal que con el electrodo TCB. La comparativa realizada y sus resultados son una contribución inédita de esta tesis.

Capítulo 4

Conclusiones

4.1. Conclusiones Generales

Tomando como referencia a los objetivos generales de cada capítulo, se comentarán brevemente las principales conclusiones asociadas:

- **Valorar la capacidad de los registros no-invasivos del EEnG, obtenidos mediante electrodos anulares flexibles y mediante electrodos convencionales de disco, para la captación e identificación de la onda lenta intestinal, con el fin de acercar esta técnica de monitorización y registro a la aplicación clínica**

Se puede concluir que los registros no invasivos de la señal mioeléctrica intestinal, mediante la implementación de una matriz de electrodos anulares flexibles, permiten una mejor adaptación a la curvatura de la región abdominal, y son más inmunes a las interferencias fisiológicas como ECG y respiración, facilitando con ello la identificación de la onda lenta intestinal en comparación con los registros bipolares con electrodos convencionales de disco.

- **Valorar la capacidad de los electrodos concéntricos multianulares con varias disposiciones de utilización con el fin de lograr una disposición óptima en los registros no invasivos del EEnG.**

Los registros realizados con los electrodos multianulares sobre sustratos flexibles, que trabajan en húmedo y que además poseen la característica de autoadherencia, permiten aunar las buenas prestaciones de los electrodos concéntricos flexibles relativas a una atenuación de interferencia cardíaca y respiratoria, y mejor resolución espacial que los electrodos convencionales de disco, con una mejora del comportamiento frente a interferencias de baja frecuencia y artefactos de movimiento asociada al uso de electrodos que emplean gel electrolítico y sustratos auto adherentes. Específicamente se ha visto que la configuración bipolar concéntrica con 30mm de diámetro exterior de anillo, y sustrato “sólo adhesivo” (sin *foam*) presenta un comportamiento global óptimo para la atenuación de interferencias y la identificación de la OL intestinal. Todo ello sienta las bases para el desarrollo de un mejor sensor de captación no invasiva del EEnG de uso clínico.

4.2. Líneas futuras

La presente tesis doctoral muestra un avance en el desarrollo de electrodos concéntricos para la captación de la señal intestinal en superficie, y puede contribuir a desarrollar nuevas herramientas tanto en el ámbito de sensores como en el de análisis de señal y sistemas de ayuda al diagnóstico clínico. Algunas de las líneas futuras que pueden ser llevadas a cabo podrían ser:

- Estudiar la propagación de la onda lenta intestinal en superficie abdominal en pacientes sanos.
- Mejorar la identificación de la onda lenta intestinal mediante técnicas de procesado digital de señal para la cancelación de interferencias, y técnicas de seguimiento de frecuencia.
- Identificar de los potenciales de acción y del complejo motor migratorio interdigestivo a partir de los registros captados en superficie abdominal.
- Realizar y caracterizar registros de señal mioeléctrica intestinal en superficie en pacientes con patologías intestinales.
- Desarrollar nuevos electrodos que incorporen gel sólido autoadhesivo para facilitar el uso de electrodos anulares húmedos.
- Extender el uso de los electrodos desarrollados a otras señales bioeléctricas como el electrocardiograma (ECG), el electromiograma (EMG), o el electrohisterograma (EHG), etc.

Publicaciones

Capítulo de Libro

- **Autores:** Garcia-Casado J, Zena-Gimenez V, Perez JJ, Prats-Boluda G, Ye-Lin Y. y Garcia-Breijo E.
Título: Opened-Ring Electrode Array for enhanced non-invasive monitoring of bioelectrical signals: Application to Surface EEnG Recording.
Título del Libro: Biomedical Engineering Systems and Technologies
Editorial: Springer Berlin Heidelberg
ISBN: 978-3-662-44484-9
Volumen: 452.
Páginas: 26-40.
Año: 2014.

Artículo de Revista

- **Autores:** Garcia-Casado J, Zena-Gimenez V, Prats-Boluda G, y Ye-Lin, Y.
Título: Enhancement of Non-Invasive Recording of Electroenterogram by Means of a Flexible Array of Concentric Ring Electrodes.
Revista: Annals of Biomedical Engineering.
ISSN: 1573-9686.
Volumen: 42
Número: 3
Páginas: 651-660.
Año: 2014.
- **Autores:** Zena-Gimenez V, Garcia-Casado J, Prats-Boluda G, Ye-Lin, Y and E. Garcia-Breijo.
Título: Flexible multiring concentric electrode for non-invasive identification of intestinal slow wave. (en elaboración)
Revista: Sensors.
ISSN: 1424-8220.
Año: 2017.

Artículos en Congresos Internacionales

- **Autores:** Garcia-Casado J, Zena-Gimenez V, Prats-Boluda G, Ye-Lin Y, Garcia-Breijo E.
Título: Flexible Array of Active Concentric Ring Electrodes for Surface Bioelectrical Recordings - Application to Non-invasive Recordings of EEnG
Congreso: 6th International Joint Conference on Biomedical Engineering

Systems and Technologies (BIOSTEC 2013)

Lugar y Fecha: Barcelona (España), febrero 11-12 de 2013.

ISBN: 978-989-8565-34-1

Páginas: 21-27

- **Autores:** Garcia-Casado J, Ye-Lin Y, Avalos-Gallardo EG, Zena-Gimenez V, y Prats-Boluda G.
Título: Identification of intestinal pacemaker frequency through time-frequency ridge analysis of surface EEnG.
Congreso: 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
Lugar y Fecha: Chicago (Estados Unidos de América), agosto 26-30 de 2014.
ISBN: 978-1-4244-7929-0.
Páginas: 2334-2337.

- **Autores:** Zena-Giménez V, Garcia-Casado J, Prats-Boluda G, Ye-Lin Y.
Título: Effects of Configuration and Dimension of Concentric Ring Electrodes in EEnG Recording Applications
Congreso: 10th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2017).
Lugar y Fecha: Oporto (Portugal), 21-23 febrero, 2017.
ISBN: 978-989-758-212-7
Volumen: 1
Páginas: 32-37.

Artículos en Congresos Nacionales

- **Autores:** García-Casado FJ, Zena-Giménez VF, Prats-Boluda G, y Ye-Lin Y.
Título: Array Flexible de Electrodo Anulares Concéntricos Activos para el Registro de Señales Bioeléctricas.
Congreso: XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica
Lugar y Fecha: San Sebastián, noviembre 2012
ISBN: 978-84-616-2147-7
Páginas: 1-4

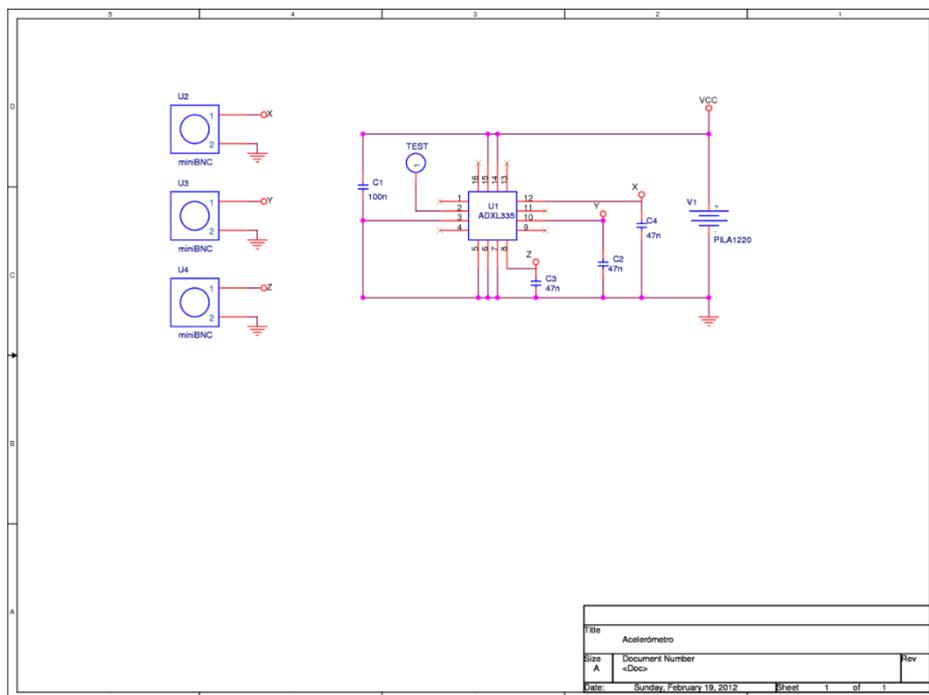
- **Autores:** Zena-Giménez VF, García-Casado FJ, Prats-Boluda G, Ye-Lin Y.
Título: Efectos de la Configuración del Electrodo Multianular en Registros del EEnG.
Congreso: XXXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica,
Lugar y Fecha: Madrid, Noviembre 4, 5 y 6 de 2015.
ISBN: 978-84-608-3354-3
Páginas: 398-401

PREMIOS:

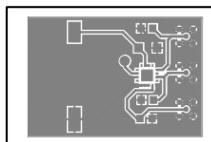
- **Best Paper Award** BIODEVICES en el 6th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2013)
- **Best Paper Award** BIODEVICES en el 10th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2017)

Anexos

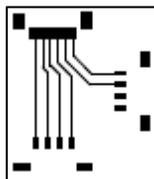
Anexo 1. Acelerómetro y circuito de adaptación.



Anexo 1-1. Esquemático del acelerómetro



Anexo 1-2. PCB del acelerómetro



Anexo 1-3. PCB adaptadora para la medida de la impedancia de la matriz de electrodos TCBs.

Anexo 2. Consentimiento Informado



INSTITUCIÓN: INSTITUTO INTERUNIVERSITARIO DE INVESTIGACIÓN EN BIOINGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ORIENTADA AL SER HUMANO (UPV)

TÍTULO DEL ESTUDIO: REGISTRO NO INVASIVO DE LA ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA INTESTINAL, asociado al proyecto “Aplicación de Técnicas Laplacianas para la Monitorización de la Actividad Eléctrica del Músculo Liso Humano: énfasis en Electrohistograma (LAMOHS)”

YO he sido informado de que;

1. D. Fco. Javier García Casado, profesor Titular de Universidad de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV), ha solicitado mi participación en una investigación, que lleva por título “Registro no invasivo de la actividad mioeléctrica intestinal asociado al proyecto “Aplicación de Técnicas Laplacianas para la Monitorización de la Actividad Eléctrica del Músculo Liso Humano: énfasis en Electrohistograma (LAMOHS)”
2. La investigación en curso se centra en los registros no invasivos de la señal de los músculos intestinales. Esta técnica es similar a los registros convencionales de la señal del corazón (electrocardiograma, ECG) cambiando el tipo y ubicación de los electrodos, y permite extraer información de la actividad contráctil intestinal. El objetivo prioritario de la investigación es mejorar la calidad actual de los registros mediante el equipo desarrollado en la UPV y facilitar con ello la futura aplicación diagnóstica de esta técnica. Para ello, el investigador necesita obtener datos experimentales de la señal intestinal registrada en superficie abdominal con el nuevo equipo en varios de sujetos, entre los que me encuentro, cuya condición para participar es estar sano, y no tener antecedentes de intervenciones quirúrgicas abdominales. El ensayo en el que participo es idéntico al de los otros sujetos.
3. Los registros se realizarán en el interior de la jaula de Faraday estando yo acostado en una camilla inclinada 60° respecto de la vertical en posición de decúbito supino. Para la monitorización de la señal electrocardiográfica se fijarán dos electrodos desechables autoadhesivos de botón, uno a cada lado del torso, a la altura de los hombros. Se situará un tercer electrodo desechable en el tobillo cuyo potencial constituirá el potencial de referencia. Para captar la respiración, se utilizará un transductor de flujo aéreo que capta el flujo de aire por los orificios nasales.



El registro de la señal mioeléctrica intestinal en superficie abdominal, se realizará utilizando un par de electrodos monopolares flotantes de 8 mm de diámetro de registro y tres sensores laplacianos activos. La colocación de los electrodos monopolares y de los sensores activos sobre el abdomen requiere de la preparación de la piel eliminando las células muertas de la misma (exfoliación) mediante el uso de pads abrasivos de uso médico y alcohol. Además, en el caso de los varones se rasurará la zona de registro empleando gel y cuchillas desechables.

Asimismo se monitorizará la interferencia gástrica mediante el empleo de un par de electrodos monopolares flotantes de 8 mm de diámetro de registro y un sensor laplaciano activo. Al igual que en el caso de la señal mioeléctrica intestinal, se requiere de la preparación de la piel (exfoliación y/o rasurado).

Por último se situará un acelerómetro para estimar las interferencias debidas a movimiento que pueden aparecer en los registros.

El experimento consiste en una sesión de registro de 150 minutos de duración, en los cuales van a grabarse en un ordenador las señales recogidas. Durante el registro tan sólo tengo que permanecer tumbado en una camilla, evitando moverme en la medida de lo posible.

Cabe señalar que la alimentación de los equipos amplificadores y de adquisición y monitorización de las señales se realiza a través de un transformador de aislamiento, que ‘separa’ al paciente de la red eléctrica. El uso de estos equipos está sujeto a la normativa de seguridad de equipos electromédicos (UNE-EN-IEC 60601-1 y -2).

No se va a emplear ningún tipo de medicamento ni droga. En cualquier caso, si decido no participar en este experimento, o abandonarlo en cualquiera de las etapas sin dar ningún tipo de explicación al investigador, mi negativa no repercutirá en ningún aspecto de lo social, ni de lo profesional.

4. El ensayo al que se me invita a participar no tiene ningún tipo de riesgo previsible que atente contra mi salud. Aún así, accedo libremente a participar en el ensayo y asumo todas las responsabilidades derivadas de ello.

5. Aunque no hay beneficios directos sobre mí que se deriven de esta investigación, los beneficios que ésta puede aportar a la sociedad pueden ser importantes: Cada día acuden a centros hospitalarios multitud de pacientes aquejados de dolencias abdominales en las que se ve implicado el intestino delgado de una forma directa o indirecta. Así por ejemplo, el síndrome de intestino irritado se caracteriza por dolor abdominal y alternancia de fases de estreñimiento crónico y diarrea crónica. Esta patología representa

entre el 10% y 20% de las consultas sanitarias en Estados Unidos, y entre el 5% y el 10% en Europa. El difícil acceso a esta zona anatómica y la difícil interpretación de los síntomas derivados hacen complicado el rápido diagnóstico de estas patologías. Esto provoca mayores periodos de observación, lo cual por un lado aumenta el número de

ingresos hospitalarios, y por otro la espera puede agravar la enfermedad. El registro no invasivo de la actividad intestinal y la detección de patrones anómalos resultaría de gran ayuda para el diagnóstico de muchas de estas patologías. El estudio que va a realizar el investigador mediante los registros que en mí realice no es contundente ni definitivo, pero podrá promover el uso y conocimiento de esta técnica.

6. Los resultados de esta investigación podrán ser publicados, pero mi nombre o identidad no serán revelados. Para asegurar la confidencialidad de los datos, el investigador consignará los registros mediante claves específicas para cada voluntario, entre los que me encuentro, de forma que una vez concluida la investigación se destruirá la lista de claves de voluntarios. Los registros originales serán guardados y podrán ser objeto de estudio en futuros trabajos de investigación, siempre bajo las condiciones de confidencialidad anteriormente expuestas.

7. No voy a recibir ningún tipo de compensación económica por prestarme a la investigación. Sin embargo, puedo solicitar al investigador una copia de los registros tomados en mi persona.

8. Cualquier cuestión sobre la investigación o sobre mi participación en ella, antes o después de mi consentimiento, será respondida por D. Fco. Javier García Casado, Dep. Ingeniería Electrónica, Cno de Vera s/n 46022 Valencia, Tfno. 963 877 007 EXT 76027, email: jgarciac@eln.upv.es.

9. El grupo de investigación se compromete a que los datos personales facilitados de forma voluntaria al cumplimentar este formulario serán tratados según la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de Protección de Datos de carácter personal, quedando incorporados de forma confidencial en la base de datos de registros de dicho grupo.

Yo he leído y he entendido el presente Consentimiento Informado. Entiendo que puedo retirar mi consentimiento, interrumpir mi participación en cualquier momento, sin sanción alguna o pérdida de los beneficios que en otro caso obtendría.

Firmado _____

Valencia a _____ de _____ de _____

FICHA VOLUNTARIO

Fecha _____

V _____

OTROS DATOS

Fecha de nacimiento: _____
Sexo: _____
Estatura: _____
Peso: _____
Profesión: _____
Fumador (indicar cigr/día) _____
Medicamentos/drogas?: (indicar) _____
Enfermedades cardiovasculares?: _____
Enfermedades gastrointestinales?: _____
Enfermedades infecciosas?: _____
Diabetes ? _____



V _____

DATOS PERSONALES

APELLIDOS: _____
NOMBRE: _____
DNI: _____
DIRECCIÓN PARTICULAR: _____
CIUDAD: _____ DISTRITO: _____
E-MAIL: _____ POSTAL: _____ TELÉFONO: _____

Anexo 3. Tablas Capítulo 2

Anexo 3-1. Media de la frecuencia dominante (MDF) en ciclos por minuto y desviación estándar para AR orden 120, n son bloques de 120 segundos.

Sesión	TOTAL											
	Laplaciano 1		Laplaciano 2		Laplaciano 3		Bipolar 1		Bipolar 2		Respiración	
	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)
1♀	613	9,56±2,98	613	8,92±2,18	579	8,80±2,58	694	12,05±2,36	691	11,78±2,31	712	16,75±1,47
2♀	665	9,30±2,34	622	8,66±2,01	616	9,30±2,28	704	10,71±2,51	704	11,87±3,08	712	15,07±1,78
3♀	675	11,56±3,46	690	8,23±1,89	675	8,65±2,07	712	13,78±2,28	712	13,99±2,24	712	14,95±1,39
4♀	654	12,65±4,44	487	10,14±2,96	712	9,10±2,18	669	13,60±3,87	702	13,15±4,07	712	16,81±2,20
5♂	635	9,42±1,77	692	8,74±1,90	668	8,53±1,89	696	10,83±1,22	716	10,43±0,81	716	12,32±1,35
6♂	657	10,44±3,09	708	8,83±2,12	534	10,45±3,30	716	12,13±2,91	716	12,81±2,58	716	14,19±1,26
7♂	686	10,71±2,04	707	10,12±3,23	687	10,25±3,04	708	13,20±3,71	716	11,63±2,38	716	16,23±2,39
8♀	694	10,36±2,10	696	8,96±2,12	680	9,83±2,46	716	12,44±1,61	716	12,54±1,50	716	12,62±1,37
9♂	698	9,43±2,48	692	9,20±2,21	663	9,37±2,56	716	9,91±1,42	716	10,47±1,92	716	12,78±1,46
10♂	588	9,41±2,25	661	9,25±2,29	682	8,92±2,18	716	10,59±2,17	716	10,85±2,60	716	16,25±4,15
11♂	637	9,71±1,72	665	8,92±2,03	684	8,55±2,37	716	10,76±1,06	716	10,73±1,07	716	11,20±0,99
12♂	657	10,13±2,44	628	9,72±2,98	655	11,86±3,77	716	10,14±1,28	716	10,19±1,54	716	13,10±4,01
13♀	661	9,34±1,92	671	9,09±2,55	659	8,82±1,95	716	9,00±1,31	716	9,07±1,74	716	13,85±2,58
14♂	668	9,49±2,31	675	9,12±2,18	662	8,99±2,29	716	10,53±1,44	716	10,72±1,58	716	11,60±1,20
15♀	683	10,06±2,41	680	9,21±2,22	684	9,69±2,54	716	11,82±2,39	716	12,24±2,57	716	13,78±2,69
16♀	679	9,69±2,81	575	9,44±2,56	649	9,60±2,68	716	11,71±2,57	716	11,30±2,41	716	15,94±3,19
Total	10550	10,01±2,77	10462	9,14±2,41	10489	9,41±2,67	11343	11,44±2,64	11401	11,48±2,59	11440	14,22±2,92

Anexo 3-2. Media de la frecuencia dominante (MDF) en ciclos por minuto para el 90% del total con AR orden 120, n son bloques de 120 segundos.

Sesión	90% Central											
	Laplaciano 1		Laplaciano 2		Laplaciano 3		Bipolar 1		Bipolar 2		Respiración	
	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)
1♀	552	9,34±2,47	552	8,75±1,67	521	8,55±1,98	625	11,95±1,85	622	11,70±1,81	641	16,83±0,89
2♀	599	9,11±1,76	560	8,49±1,50	554	9,18±1,89	634	10,60±1,94	634	11,77±2,70	641	15,14±1,32
3♀	608	11,54±3,15	621	8,07±1,50	608	8,49±1,49	641	13,93±1,76	641	14,16±1,61	641	15,02±1,00
4♀	589	12,57±4,01	438	9,88±2,20	641	8,93±1,64	602	13,62±3,35	632	13,13±3,57	641	16,94±1,28
5♂	572	9,38±1,47	623	8,64±1,60	601	8,40±1,55	626	10,76±0,65	644	10,38±0,52	644	12,34±1,05
6♂	591	10,33±2,72	637	8,66±1,64	481	10,37±3,02	644	12,15±2,36	644	12,91±2,03	644	14,21±0,74
7♂	617	10,54±0,93	636	9,86±2,55	618	10,01±2,31	637	13,14±3,09	644	11,49±1,73	644	16,28±1,85
8♀	625	10,30±1,49	626	8,83±1,71	612	9,77±2,16	644	12,35±1,05	644	12,44±0,98	644	12,50±0,82
9♂	628	9,24±1,93	623	9,06±1,78	597	9,22±2,14	644	9,81±0,94	644	10,38±1,55	644	12,77±1,03
10♂	529	9,29±1,84	595	9,10±1,84	614	8,73±1,59	644	10,33±0,84	644	10,57±1,64	644	16,42±3,41
11♂	573	9,68±1,29	599	8,80±1,60	616	8,32±1,61	644	10,72±0,77	644	10,74±0,80	644	11,16±0,73
12♀	591	9,88±1,42	565	9,49±2,36	590	11,75±3,29	644	10,05±0,81	644	10,05±0,89	644	12,97±3,27
13♀	595	9,15±1,33	604	8,84±1,84	593	8,68±1,55	644	8,95±0,73	644	8,88±0,78	644	13,94±1,88
14♂	601	9,32±1,76	608	9,01±1,81	596	8,85±1,91	644	10,46±1,01	644	10,71±1,18	644	11,57±0,92
15♀	615	9,94±1,83	612	9,07±1,78	616	9,57±2,12	644	11,66±1,81	644	12,06±2,04	644	13,83±2,11
16♀	611	9,44±2,08	518	9,21±1,88	584	9,45±2,25	644	11,58±1,82	644	11,15±1,64	644	15,99±2,78
Total	9495	9,95±2,30	9416	8,97±1,90	9440	9,25±2,24	10209	11,376±2,21	10261	11,40±2,18	10296	14,25±2,57

Anexo 3-3. Porcentajes de ventanas de análisis en que la frecuencia dominante se encuentra en el ancho de banda de las distintas componentes: Frecuencia Típica de Onda Lenta (%DF_{FTOL}), Solapamiento con respiración (%DF_{RESP}) y Solapamiento de baja frecuencia (%DF_{BF}), otros casos (%DF_{OTROS}) por canal en cada sesión de 180 min.

Sesión	%DF _{FTOL}	%DF _{RESP}	%DF _{BF}	%DF _{OTROS}	Sesión	%DF _{FTOL}	%DF _{RESP}	%DF _{BF}	%DF _{OTROS}		
1	Lp1	42,09	8,16	26,59	23,16	9	Lp1	48,71	14,61	21,35	15,33
	Lp2	49,43	1,47	26,43	22,68		Lp2	48,70	13,44	20,81	17,05
	Lp3	41,28	2,42	32,12	24,18		Lp3	31,67	18,70	26,85	22,78
	Bp1	69,16	15,42	1,59	13,83		Bp1	80,31	14,53	1,54	3,63
	Bp2	68,16	12,16	3,33	16,35		Bp2	61,73	27,93	1,54	8,80
2	Lp1	56,24	6,62	23,46	13,68	10	Lp1	50,85	6,12	25,17	17,86
	Lp2	49,36	1,45	32,64	16,56		Lp2	52,19	5,75	23,00	19,06
	Lp3	50,81	3,57	25,65	19,97		Lp3	49,56	4,99	23,90	21,55
	Bp1	69,89	16,19	5,68	8,24		Bp1	84,36	8,38	2,65	4,61
	Bp2	56,39	30,82	1,85	10,94		Bp2	76,96	10,06	3,63	9,36
3	Lp1	29,04	41,48	11,85	17,63	11	Lp1	35,32	44,58	13,97	6,12
	Lp2	37,10	3,04	39,13	20,72		Lp2	35,94	23,31	25,56	15,19
	Lp3	50,22	1,19	32,00	16,59		Lp3	23,98	20,47	42,54	13,01
	Bp1	21,21	60,11	1,83	16,85		Bp1	26,40	70,53	0,42	2,65
	Bp2	15,87	65,31	1,26	17,56		Bp2	27,93	69,97	0,70	1,40
4	Lp1	31,65	36,24	10,24	21,87	12	Lp1	65,75	19,79	6,09	8,37
	Lp2	49,90	3,70	15,40	31,01		Lp2	38,06	16,72	22,29	22,93
	Lp3	53,79	1,40	22,89	21,91		Lp3	18,07	38,59	14,85	28,48
	Bp1	33,93	47,98	5,53	12,56		Bp1	81,98	14,11	0,98	2,93
	Bp2	37,46	43,87	7,41	11,25		Bp2	83,10	14,53	0,56	1,82
5	Lp1	51,50	19,21	20,00	9,29	13	Lp1	68,53	10,29	7,11	14,07
	Lp2	37,86	15,03	35,12	11,99		Lp2	47,69	4,92	26,38	21,01
	Lp3	38,47	12,28	31,59	17,66		Lp3	47,34	8,98	24,81	18,87
	Bp1	62,07	34,20	0,57	3,16		Bp1	78,91	7,68	10,75	2,65
	Bp2	72,91	26,12	0,00	0,98		Bp2	74,86	5,03	12,85	7,26
6	Lp1	42,01	24,66	12,94	20,40	14	Lp1	38,30	27,00	21,82	12,87
	Lp2	48,87	6,64	28,53	15,96		Lp2	37,46	21,67	21,52	19,35
	Lp3	31,27	31,65	21,72	15,36		Lp3	26,33	25,24	34,95	13,48
	Bp1	30,17	50,42	6,28	13,13		Bp1	42,34	52,41	1,17	4,09
	Bp2	27,51	56,70	1,54	14,25		Bp2	36,35	55,33	2,34	5,99
7	Lp1	83,82	7,73	4,52	3,94	15	Lp1	53,00	17,86	15,08	14,06
	Lp2	46,82	9,76	18,39	25,04		Lp2	50,15	10,29	23,97	15,59
	Lp3	58,81	10,19	13,39	17,61		Lp3	41,50	19,35	21,85	17,30
	Bp1	42,94	38,70	3,25	15,11		Bp1	47,07	43,85	0,42	8,66
	Bp2	73,60	18,99	1,40	6,01		Bp2	39,94	48,74	0,56	10,75
8	Lp1	59,80	23,34	9,08	7,78	16	Lp1	48,31	10,46	21,50	19,73
	Lp2	46,55	11,21	26,29	15,95		Lp2	52,52	5,39	17,74	24,35
	Lp3	35,74	32,50	18,24	13,53		Lp3	37,40	16,38	22,26	23,96
	Bp1	14,39	77,37	0,00	8,24		Bp1	50,28	37,29	4,05	8,38
	Bp2	10,61	80,73	0,00	8,66		Bp2	51,26	32,26	6,42	10,06

Anexo 3-4. Porcentaje de ventanas de análisis en que la frecuencia de pico máximo se encuentra en el rango de la onda lenta, descartando las componentes de baja frecuencia y respiratoria (%DF_{OL}); ratios señal interferencia (S/I_{Resp} y S/I_{BF}) para las mismas ventanas de análisis.

Sesión	%DF _{OL}	S/I _{Resp} (dB)	S/I _{BF} (dB)	Sesión	%DF _{OL}	S/I _{Resp} (dB)	S/I _{BF} (dB)		
1	Lp1	96,74	4,62±3,36	0,34±2,40	9	Lp1	92,98	3,02±3,16	2,01±3,17
	Lp2	93,96	6,34±3,14	0,77±2,57		Lp2	90,46	3,07±3,19	1,87±3,13
	Lp3	93,78	5,80±3,00	0,17±2,94		Lp3	89,14	2,74±3,45	1,20±3,32
	Bp1	93,37	4,26±4,22	7,30±3,02		Bp1	97,49	4,41±3,69	5,39±3,02
	Bp2	93,49	4,66±4,34	6,86±2,85		Bp2	90,64	3,08±4,05	5,28±3,10
2	Lp1	97,44	4,25±3,19	1,53±2,82	10	Lp1	91,67	5,18±3,97	2,27±3,20
	Lp2	96,30	5,15±2,81	0,46±2,58		Lp2	94,25	5,57±4,13	1,29±3,09
	Lp3	94,32	5,10±2,89	1,21±2,75		Lp3	92,67	6,18±4,41	1,17±3,24
	Bp1	96,88	4,11±4,04	5,29±3,35		Bp1	97,63	6,15±4,35	6,16±3,13
	Bp2	91,48	2,41±4,04	4,88±3,27		Bp2	95,25	6,56±4,72	5,93±3,56
3	Lp1	90,37	0,52±4,07	1,51±3,12	11	Lp1	90,11	2,45±4,70	3,16±3,72
	Lp2	96,38	5,33±3,09	-0,54±3,07		Lp2	91,58	2,44±4,00	1,21±3,75
	Lp3	97,04	5,87±3,08	0,31±2,61		Lp3	84,80	2,51±3,79	0,61±3,66
	Bp1	73,60	1,01±4,97	3,35±3,45		Bp1	83,38	0,40±4,05	8,20±3,35
	Bp2	70,08	0,91±4,86	3,59±3,44		Bp2	85,20	-0,32±3,18	8,31±3,23
4	Lp1	83,49	2,19±3,91	1,56±2,64	12	Lp1	95,43	3,55±3,81	4,18±3,09
	Lp2	87,68	4,25±2,87	1,27±2,61		Lp2	83,76	2,88±3,51	2,26±3,65
	Lp3	95,79	5,89±3,22	1,15±2,59		Lp3	69,68	2,16±4,15	2,66±4,07
	Bp1	80,27	2,84±4,70	2,52±3,30		Bp1	97,07	5,50±4,18	7,87±3,65
	Bp2	84,62	3,21±4,81	2,06±2,61		Bp2	98,04	5,79±4,55	7,78±3,55
5	Lp1	93,86	3,59±3,28	1,71±2,82	13	Lp1	91,07	5,68±4,50	3,97±3,47
	Lp2	94,51	3,05±3,21	0,33±2,58		Lp2	94,78	4,43±3,56	1,52±3,41
	Lp3	91,77	3,05±3,01	-0,07±2,92		Lp3	95,28	4,42±3,76	1,58±3,44
	Bp1	92,53	2,98±4,07	8,36±4,03		Bp1	99,02	6,79±4,18	4,00±3,28
	Bp2	95,11	4,64±4,27	9,05±3,64		Bp2	97,49	6,72±4,06	3,54±3,63
6	Lp1	93,61	2,48±3,64	2,20±3,82	14	Lp1	90,27	2,48±3,43	1,81±2,92
	Lp2	97,88	4,46±3,18	0,60±3,15		Lp2	86,84	2,36±3,53	1,41±3,27
	Lp3	86,52	3,24±4,77	0,77±2,91		Lp3	88,87	2,48±3,60	1,16±3,39
	Bp1	84,78	1,08±4,09	2,81±3,38		Bp1	88,91	1,33±3,53	6,36±3,53
	Bp2	83,94	0,28±4,38	3,72±3,37		Bp2	87,45	0,79±3,24	6,35±3,69
7	Lp1	99,27	6,03±3,79	5,87±3,35	15	Lp1	93,85	2,84±3,51	2,35±2,92
	Lp2	88,54	4,25±3,61	2,17±3,56		Lp2	95,88	3,94±3,48	1,35±2,86
	Lp3	91,85	4,13±3,22	2,92±3,22		Lp3	92,08	3,31±3,88	1,39±2,72
	Bp1	86,58	1,96±4,26	6,01±3,44		Bp1	82,54	2,38±4,84	6,40±4,08
	Bp2	96,09	5,06±5,23	7,73±3,88		Bp2	78,77	1,78±4,68	6,63±3,94
8	Lp1	96,11	2,32±3,29	3,03±3,12	16	Lp1	93,23	5,14±4,35	1,62±3,10
	Lp2	96,98	2,92±2,95	1,20±3,32		Lp2	92,87	4,32±3,34	1,58±3,14
	Lp3	94,12	1,59±3,38	1,62±2,96		Lp3	90,57	4,51±4,14	0,86±2,84
	Bp1	78,07	-1,19±3,51	7,74±4,91		Bp1	86,17	3,92±4,96	5,94±3,89
	Bp2	73,04	-1,31±3,47	7,67±4,94		Bp2	83,66	4,26±4,90	5,58±4,14

Anexo 3-5. Media de las frecuencias dominantes luego de extraer los artefactos de respiración y baja frecuencia (DF_{OL}), n son bloques de 120 segundos

Sesión	Laplaciano 1		Laplaciano 2		Laplaciano 3		Bipolar 1		Bipolar 2	
	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)	n	MDF(cpm)
1♀	613	9,74±1,04	613	9,63±1,13	579	9,78±1,16	694	10,84±0,95	691	10,73±1,02
2♀	665	9,74±0,96	622	9,63±1,03	616	10,06±1,06	704	9,97±0,64	704	9,87±0,73
3♀	675	10,00±1,09	690	9,64±1,01	675	9,66±0,99	712	10,91±0,94	712	10,85±0,98
4♀	654	9,85±1,11	487	9,84±1,05	712	9,77±1,07	669	10,28±1,02	702	9,99±0,89
5♂	635	9,87±1,02	692	9,70±1,05	668	9,60±1,12	696	10,41±0,70	716	10,25±0,68
6♂	657	9,76±1,12	708	9,73±1,04	534	9,71±1,17	716	10,21±1,08	716	10,22±1,20
7♂	686	10,41±0,75	707	9,79±1,11	687	9,75±1,00	708	10,44±0,88	716	10,61±0,75
8♀	694	10,06±0,81	696	9,59±1,06	680	9,56±1,03	716	10,47±0,73	716	10,47±0,70
9♂	698	9,47±1,00	692	9,46±1,01	663	9,75±1,09	716	9,61±0,78	716	9,59±0,83
10♂	588	9,92±1,12	661	9,87±1,13	682	9,62±1,09	716	10,23±0,83	716	10,13±0,84
11♂	637	9,60±0,97	665	9,56±1,03	684	9,62±0,97	716	10,03±0,80	716	9,91±0,91
12♂	657	9,77±0,95	628	9,86±1,03	653	10,03±1,00	716	10,05±0,88	716	10,07±0,95
13♀	661	9,13±0,84	671	9,71±1,14	657	9,55±1,13	716	9,18±0,70	716	9,19±0,76
14♂	637	9,54±1,02	646	9,55±1,08	638	9,61±1,02	685	9,88±0,82	685	9,88±0,90
15♀	683	9,84±0,93	680	9,63±1,12	682	9,71±1,11	716	10,26±0,75	716	10,23±0,71
16♀	679	9,83±0,94	575	9,60±1,09	647	9,72±1,08	716	10,40±0,96	716	10,31±0,97
Total	10519	9,79±1,02	10433	9,67±1,07	10457	9,71±1,08	11312	10,18±0,94	11370	10,13±0,96

Anexo 4. Tablas Capítulo 3

Anexo 4-1. Media±Desviación estándar (N=10) de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición supraumbilical. Los valores de BIP hacen referencia a los parámetros de registro bajo diferentes condiciones de uso del electrodo multianular

Canal	Material	%DF _{FTOL} (%)	%DF _{RESP} (%)	S/I _{RESP} (dB)	%DF _{BF} (%)	S/I _{BF} (dB)	%DF _{OTROS} (%)	S/I _{ECG} (dB)	%DF _{OL} (%)	DF _{OL} (cpm)	ER (%)	VM (cpm)
MC1	Foam	56,28±13,3	19,44±14,9	5,01±3,8	16,48±7,4	3,78±3,1	7,79±4,5	6,47±3,9	92,09±4,5	9,94±0,9	65,88±1,9	0,14±0,1
	Adh	57,56±10,1	14,09±7,5	5,04±3,6	17,89±7,1	3,75±3,2	10,46±5,0	5,81±1,6	89,42±5,0	9,81±0,8	60,70±17,5	0,15±0,1
MC2	Foam	56,08±13,4	19,83±14,9	5,00±3,7	16,18±7,4	3,85±3,0	7,92±4,2	6,35±3,9	91,95±4,2	9,93±0,9	63,86±4,6	0,14±0,1
	Adh	57,17±10,4	15,01±8,4	4,93±3,7	17,37±6,1	3,90±3,2	10,45±5,4	5,72±1,5	89,42±5,4	9,81±0,8	57,85±20,5	0,15±0,2
MC3	Foam	55,85±13,3	19,71±14,6	5,04±3,7	16,62±7,6	3,76±3,0	7,83±4,1	6,36±3,9	92,05±4,1	9,93±0,9	63,02±5,4	0,15±0,1
	Adh	56,32±10,2	16,32±9,7	4,66±3,7	15,99±7,5	3,82±3,1	11,37±6,1	6,09±1,5	88,51±6,1	9,83±0,8	52,22±18,4	0,15±0,1
MC4	Foam	55,26±13,4	19,51±14,8	5,00±3,7	16,65±7,6	3,76±3,0	8,59±5,4	6,30±3,9	91,28±5,4	9,91±0,9	61,95±5,9	0,16±0,1
	Adh	55,35±9,6	16,99±10,5	4,52±4,0	16,97±8,8	3,85±3,0	10,69±5,8	5,84±1,8	89,18±5,8	9,81±0,9	49,75±27,9	0,17±0,2
MC5	Foam	56,50±11,9	19,93±14,1	5,02±3,7	17,06±6,7	3,75±3,0	7,21±3,5	6,48±3,9	93,34±3,0	9,91±0,9	63,02±4,9	0,16±0,1
	Adh	54,19±8,5	18,06±11,0	4,56±3,4	15,22±9,1	3,97±3,2	12,53±5,5	7,21±2,0	87,32±5,5	10,00±0,9	52,22±25,0	0,17±0,2
BC1	Foam	48,37±7,0	8,82±7,1	6,32±4,0	34,60±8,3	1,85±3,7	8,20±5,3	11,29±4,8	91,63±5,3	9,84±1,0	58,54±1,7	0,22±0,2
	Adh	60,03±6,5	7,68±4,9	6,15±3,2	24,93±8,0	2,90±2,8	7,36±4,3	18,19±2,1	92,47±4,3	9,50±0,9	68,81±10,6	0,17±0,2
BC2	Foam	53,55±5,0	13,66±10,6	5,75±4,2	24,01±8,0	2,74±4,0	8,78±6,7	10,53±4,6	91,07±6,7	9,87±0,9	59,14±3,3	0,20±0,2
	Adh	61,41±10,0	10,16±7,2	5,96±4,3	23,51±9,6	3,54±2,8	4,91±3,8	22,32±2,0	94,96±3,7	9,63±0,9	62,51±15,2	0,17±0,2
BC3	Foam	61,88±6,9	15,66±9,7	5,58±4,7	17,58±5,7	3,89±3,5	4,88±4,5	9,66±3,5	95,02±4,5	9,88±0,9	68,97±4,0	0,17±0,2
	Adh	52,96±13,0	17,33±12,6	4,47±4,8	22,06±10,2	3,77±2,9	7,65±3,8	14,66±3,8	92,25±3,8	9,67±0,8	46,06±24,2	0,17±0,2
BC4	Foam	52,41±8,1	20,34±8,8	4,69±4,1	22,36±9,4	2,97±3,8	4,89±3,6	13,20±3,6	95,01±3,6	9,96±1,0	55,74±9,9	0,17±0,1
	Adh	54,72±18,1	22,53±12,4	4,17±6,2	15,81±7,5	4,00±3,1	6,94±3,3	23,90±4,9	92,95±3,3	9,80±0,9	48,27±30,3	0,27±0,4
BIP	Foam	53,41±17,1	23,90±22,1	3,81±3,4	12,52±11,3	4,25±2,5	10,17±12,9	4,93±4,9	87,05±12,0	9,54±1,0	55,71±25,9	0,30±0,4
	Adh	58,71±11,5	21,74±9,5	4,07±5,7	9,62±3,8	4,97±3,3	9,93±8,1	4,57±3,5	89,64±8,5	9,64±0,5	72,59±28,8	0,19±0,4

Anexo 4-2. Media±Desviación estándar (N=10) de los parámetros característicos de las señales de EEnG en las distintas condiciones de registro para la posición supraumbilical. Los valores de BIP hace referencia a los parámetros de registro bajo diferentes condiciones de uso del electrodo multianular

Canal	Material	%DF _{FTOL} (%)	%DF _{RESP} (%)	S/I _{RESP} (dB)	%DF _{BF} (%)	S/I _{BF} (dB)	%DF _{OTROS} (%)	S/I _{ECG} (dB)	%DF _{OL} (%)	DF _{OL} (%)	ER (%)	VM (cpm)
MC1	Foam	44,19±21,1	25,98±24,4	4,19±4,3	19,20±13,4	3,66±2,7	10,63±10,7	7,92±4,0	89,25±10,7	10,02±0,8	40,59±31,8	0,14±0,1
	Adh	60,41±10,1	12,00±7,8	4,37±4,5	11,93±4,2	5,15±3,7	15,66±8,4	4,77±3,2	84,86±8,1	10,15±0,8	81,78±11,9	0,18±0,2
MC2	Foam	45,18±21,4	25,82±24,3	4,20±4,3	18,63±12,7	3,76±2,6	10,36±9,7	7,80±4,0	89,51±9,7	10,01±0,8	43,04±32,1	0,14±0,1
	Adh	59,78±10,0	13,93±7,2	4,19±4,5	10,53±5,2	5,05±3,6	15,75±8,1	4,56±3,2	84,77±7,9	10,15±0,7	84,07±13,7	0,20±0,3
MC3	Foam	47,13±22,4	26,13±23,6	4,30±4,2	17,78±12,3	3,72±2,6	8,96±8,6	7,80±4,0	90,92±8,6	10,00±0,8	46,28±33,7	0,15±0,1
	Adh	60,70±9,6	15,45±8,6	4,05±4,3	8,60±6,3	5,05±3,5	15,25±7,8	4,42±3,1	85,23±7,6	10,13±0,7	75,62±26,1	0,14±0,1
MC4	Foam	46,21±22,5	26,21±23,6	4,17±4,2	18,63±12,7	3,67±2,6	8,96±8,6	7,73±4,1	90,91±8,6	9,99±0,8	45,06±33,4	0,15±0,1
	Adh	61,89±8,5	15,13±7,8	4,08±4,1	11,05±6,3	5,22±3,5	11,93±8,2	4,21±2,8	88,52±8,0	10,16±0,8	79,50±16,5	0,14±0,1
MC5	Foam	46,60±21,7	25,55±23,6	4,29±4,2	19,77±13,3	3,66±2,6	8,08±6,0	7,87±4,0	91,77±6,0	9,99±0,8	45,49±32,8	0,16±0,1
	Adh	65,83±10,9	14,31±9,1	4,03±4,4	6,54±3,7	5,29±3,5	13,32±8,5	4,23±2,6	86,94±8,1	10,14±0,8	79,56±29,4	0,27±0,5
BC1	Foam	28,57±8,5	15,36±9,6	2,49±2,9	43,33±14,6	1,01±2,1	12,74±10,6	10,58±4,6	87,09±10,6	9,76±1,0	46,28±29,3	0,21±0,2
	Adh	62,79±8,7	4,89±4,3	5,75±3,9	21,14±13,3	3,65±3,9	11,18±11,4	15,66±6,7	89,18±10,9	9,67±0,9	69,56±28,5	0,27±0,3
BC2	Foam	29,81±9,3	29,17±21,8	1,96±3,0	30,09±16,1	1,49±2,2	10,93±6,2	11,86±7,0	88,92±6,2	9,88±1,1	21,18±22,9	0,31±0,5
	Adh	60,51±10,2	6,30±6,4	5,14±3,9	13,40±6,1	4,08±3,4	19,79±9,7	15,72±5,8	81,44±10,2	9,56±0,8	54,26±40,0	0,29±0,5
BC3	Foam	36,32±12,7	28,82±21,3	3,06±3,9	21,77±15,5	3,29±2,6	13,09±8,1	11,24±6,7	86,81±8,1	10,05±1,0	16,28±16,9	0,34±0,6
	Adh	59,32±10,9	12,72±6,7	4,69±3,4	11,78±4,9	4,59±4,2	16,17±8,2	14,40±6,9	84,48±8,1	9,70±0,8	52,67±27,1	0,41±0,5
BC4	Foam	37,20±13,4	26,01±17,2	2,81±3,5	23,90±11,0	2,64±2,8	12,89±9,3	13,62±8,2	87,01±9,3	9,84±1,1	34,08±28,0	0,33±0,4
	Adh	55,85±11,0	17,71±13,1	4,34±4,2	10,93±5,8	4,31±3,6	15,51±11,3	11,92±4,7	85,39±11,1	9,70±1,0	41,49±20,3	0,22±0,3
BIP	Foam	49,32±10,7	29,79±14,3	3,29±3,3	13,48±8,1	5,16±3,6	7,41±4,3	4,13±4,4	89,40±4,2	10,06±0,9	54,12±7,3	0,20±0,2
	Adh	50,07±10,2	25,64±13,9	3,51±3,7	14,08±8,6	4,63±3,4	10,20±8,8	4,52±1,9	88,55±8,8	9,62±0,8	47,55±23,5	0,17±0,2

Bibliografía

- AKIN A, SUN HH. Time-frequency methods for detecting spike activity of stomach. *Med. Biol. Eng. Comput.* 37. 381-90. ISSN: 0140-0118. 1999.
- AL-SHBOUL OA. The importance of interstitial cells of cajal in the gastrointestinal tract. *Saudi J. Gastroenterol.* 19. 3-15. ISSN: 1998-4049. 2013.
- ALBEROLA-RUBIO J, PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, VALERO J, PERALES A, GARCIA-CASADO J. Comparison of non-invasive electrohysterographic recording techniques for monitoring uterine dynamics. *Med. Eng. Phys.* 35. 1736-1743. ISBN: 1873-4030 (Electronic) 1350-4533 (Linking). 2013.
- ALBIOL A, NARANJO V, PRADES P. Tratamiento digital de la señal: teoría y aplicaciones. Universidad Politécnica de Valencia. ISBN: 9788477218425. 1999.
- AMARIS M A, SANMIGUEL CP, SADOWSKI DC, BOWES KL, MINTCHEV MP. Electrical activity from colon overlaps with normal gastric electrical activity in cutaneous recordings. *Dig. Dis. Sci.* 47. 2480-5. ISSN: 0163-2116. 2002.
- BARRET KE, BARMAN SM, BOITANO S, BROOKS HL. *Ganong, Fisiología Médica.* McGraw Hill. ISBN: 9786071503053. 2010.
- BERKSON J, BALDES EJ, ALVAREZ WC. Electromyographic studies of the gastrointestinal tract. 1. The correlation between mechanical movement and changes in electrical potential during rhythmic contraction of the intestine. *Am. J. Physiol.* 102. 683-692. ISSN: 0002-9513. 1932.
- BERNE RM, LEVY MN. , Sexta Edic. ed. Berne y Levy. *Fisiología.* Elsevier. ISBN: 9788480864343. 2009.
- BESIO W, AAKULA R, DAI W. Comparison of bipolar vs. tripolar concentric ring electrode Laplacian estimates. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 3. 2255-8. ISSN: 1557-170X. 2004.
- BESIO W, AAKULA R, KOKA K, DAI W. Development of a tri-polar concentric ring electrode for acquiring accurate Laplacian body surface potentials. *Ann. Biomed. Eng.* 34. 426-35. ISSN: 0090-6964. 2006a.
- BESIO W, KOKA K, AAKULA R, DAI W. Tri-polar concentric ring electrode development for laplacian electroencephalography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53. 926-33. ISSN: 0018-9294. 2006b.
- BESIO WG, KOKA K, COLE AJ. Effects of noninvasive transcutaneous electrical stimulation via concentric ring electrodes on pilocarpine-induced status epilepticus in rats. *Epilepsia.* 48. 2273-2279. ISBN: 0013-9580 (Print) 0013-9580 (Linking). 2007.
- BESIO WG, MARTÍNEZ-JUÁREZ IE, MAKEYEV O, GAITANIS JN, BLUM AS, FISHER RS, MEDVEDEV A V. High-Frequency Oscillations Recorded on the Scalp of Patients With Epilepsy Using Tripolar Concentric Ring Electrodes. *IEEE J. Transl. Eng. Heal. Med.*

2. ISSN: 21682372. 2014.
- BOX GEPP, HUNTER JS, HUNTER WG. , Second. ed. *Statistics for experimenters: design, innovation, and discovery*. Wiley-Interscience. ISBN: 0471718130. 2005.
- BRADSHAW L A., WIJESINGHE RS, WIKSWO, JR. JP. Spatial Filter Approach for Comparison of the Forward and Inverse Problems of Electroencephalography and Magnetoencephalography. *Ann. Biomed. Eng.* 29. 214-226. ISSN: 0090-6964. 2001.
- BRADSHAW L, ALLOS S, WIKSWO JR JP, RICHARDS W. Correlation and comparison of magnetic and electric detection of small intestinal electrical activity. *Am. J.* 272. G1159–G1167. 1997.
- CARLSON G, BEDI B, CODE C. Mechanism of propagation of intestinal interdigestive myoelectric complex. *Am J Physiol -- Leg. Content.* 222. 1027-1030. 1972.
- CHANG F-Y, LU C-L, CHEN C-Y, LUO J-C, LEE S-D, WU H-C, CHEN JZ. Fasting and postprandial small intestinal slow waves non-invasively measured in subjects with total gastrectomy. *J. Gastroenterol. Hepatol.* 22. 247-52. ISSN: 0815-9319. 2007.
- CHANG FYF. Electrogastrography: basic knowledge, recording, processing and its clinical applications. *J. Gastroenterol. Hepatol.* 20. 502-516. ISBN: 0815-9319 (Print)n0815-9319 (Linking). 2005.
- CHEN G-S, LU C-C, CHEN C-W, JU M-S, LIN C-C. Portable active surface laplacian EEG sensor for real-time mu rhythms detection. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 5. 5424-6. ISBN: 0780387406. 2005.
- CHEN J. Non-invasive measurement of gastric myoelectrical activity and its analysis and applications. , en: *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286).* 6. 2802-2807. ISBN: 0-7803-5164-9. 1998.
- CHEN JD, LIN Z. Adaptive cancellation of the respiratory artifact in surface recording of small intestinal electrical activity. *Comput. Biol. Med.* 23. 497-509. ISSN: 0010-4825. 1993.
- CHEN JD, SCHIRMER BD, MCCALLUM RW. Measurement of electrical activity of the human small intestine using surface electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40. 598-602. ISBN: 0780307852. 1993a.
- CHEN JD, STEWART WR, MCCALLUM RW. Spectral analysis of episodic rhythmic variations in the cutaneous electrogastrogram. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40. 128-35. ISSN: 0018-9294. 1993b.
- CHEN JD, VANDEWALLE J, SANSEN W, VANTRAPPEN G, JANSSENS J. Multichannel adaptive enhancement of the electrogastrogram. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37. 285-94. ISSN: 0018-9294. 1990.
- CHI YM, JUNG T, CAUWENBERGHS G. Dry-contact and Non-contact Biopotential. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 3. 106-119. ISBN: 1937-3333. 2010.
- CHRISTENSEN J, SCHEDL H, CLIFTON J. The basic electrical rhythm of the duodenum in normal human subjects and in patients with thyroid disease. *J. Clin.* 43. 1659-1667. 1964.

- CODE CF, MARLETT JA. The interdigestive myo-electric complex of the stomach and small bowel of dogs. *J. Physiol.* 246. 289-309. ISSN: 0022-3751. 1975.
- COHEN L. Time-frequency analysis: theory and applications. ISBN: 0-13-594532-1. 1995.
- COREMANS G, JANSSENS J, VANTRAPPEN G, CHAUSSADE S, CECCATELLI P. Migrating action potential complexes in a patient with secretory diarrhea. *Dig. Dis. Sci.* 32. 1201-1206. ISSN: 01632116. 1987.
- DANIEL C. Applications of Statistics to Industrial Experimentation. John Wiley & Sons. ISBN: 0471194697. 1976.
- DATTA A, ELWASSIF M, BATTAGLIA F, BIKSON M. Transcranial current stimulation focality using disc and ring electrode configurations: FEM analysis. *J Neural Eng.* 5. 163-174. ISBN: 1741-2560 (Print). 2008.
- DE LUCA CJ, DONALD GILMORE L, KUZNETSOV M, ROY SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J. Biomech.* 43. 1573-1579. ISBN: 0021-9290. 2010.
- DORNELAS DE ANDRADE A, SILVA TNS, VASCONCELOS H, MARCELINO M, RODRIGUES-MACHADO MG, GALINDO FILHO VC, MORAES NH, MARINHO PEM, AMORIM CF. Inspiratory muscular activation during threshold® therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 15. 631-639. ISBN: 1050-6411. 2005.
- DUTHIE HL. Electrical activity of gastrointestinal smooth muscle. *Gut.* 15. 669-81. ISSN: 0017-5749. 1974.
- ESTRADA L, TORRES A, GARCIA-CASADO J, PRATS-BOLUDA G, YIYAO YE-LIN, JANE R. Evaluation of Laplacian diaphragm electromyographic recording in a dynamic inspiratory maneuver. *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.* 2014. 2201-2204. ISBN: 9781424479290. 2014.
- FARINA D, CESCO C. Concentric-ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 48. 1326-34. ISSN: 0018-9294. 2001.
- FERRAZ A A B. A spectral analysis of the myoelectric activity of the left colon in patients with schistosomiasis mansoni. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 38. 737-46. ISBN: 0100-879X (Print)r0100-879X (Linking). 2005.
- FERRERO CORRAL JM, LOMA-OSORIO JMF Y DE, VIVES AA. Bioelectrónica: señales bioeléctricas. Universidad Politécnica de Valencia. ISBN: 8477212503. 1994.
- FIEDLER P, HAUEISEN J, JANNEK D, GRIEBEL S, ZENTNER L, VAZ F, FONSECA C. Comparison of three types of dry electrodes for electroencephalography. *J. Int. Meas. Confed.* 3. in press. ISSN: 2221870X. 2014.
- FLECKENSTEIN P, OIGAARD A. Electrical spike activity in the human small intestine. A multiple electrode study of fasting diurnal variations. *Am. J. Dig. Dis.* 23. 776-780. ISSN: 0002-9211. 1978.
- FLOCH MH. *Netter. Gastroenterología: -*. Elsevier España. ISBN: 844582094X. 2006.
- GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, MESEGUER M, PONCE JL. Stationarity study of the myoelectrical signal recorded from small bowel. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 1. 110-3. ISBN: 0780384393. 2004.

- GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, PONCE JL. Intestinal Motility. , en: Akay, M. (Ed.), Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. 2052-2064. 2006.
- GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, PONCE JL. Adaptive filtering of ECG interference on surface EEnGs based on signal averaging. *Physiol. Meas.* 27. 509-27. ISSN: 0967-3334. 2006.
- GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, PONCE JL. Noninvasive measurement and analysis of intestinal myoelectrical activity using surface electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52. 983-91. ISSN: 0018-9294. 2005.
- GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, SILVESTRE J, SAIZ J, PONCE JL. Time-frequency quantification of the small bowel myoelectrical surface recording. , en: Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] [Engineering in Medicine and Biology. 1. 139-140. ISBN: 0-7803-7612-9. 2002.
- GARCIA-CASADO J, YE-LIN Y, AVALOS-GALLARDO EG, ZENA-GIMENEZ V, PRATS-BOLUDA G. Identification of intestinal pacemaker frequency through time-frequency ridge analysis of surface EEnG. , en: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2334-2337. ISBN: 978-1-4244-7929-0. 2014a.
- GARCIA-CASADO J, YE-LIN Y, PRATS-BOLUDA G, GUIMERA J, ALBEROLA J. Enhancement of laplacian EEnG from humans by means of an EMD-based method. 2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10. 943-946. ISBN: 9781424441235. 2010.
- GARCIA-CASADO J, ZENA-GIMENEZ V, PEREZ JJ, PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, GARCIA-BREJO E. Opened-Ring Electrode Array for enhanced non-invasive monitoring of bioelectrical signals: Application to Surface EEnG Recording. Springer Berlin Heidelberg. 452. ISBN: 978-3-662-44484-9. 2014b.
- GARCIA-CASADO J, ZENA-GIMENEZ V, PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y. Enhancement of non-invasive recording of electroenterogram by means of a flexible array of concentric ring electrodes. *Ann. Biomed. Eng.* 42. 651-660. ISSN: 15739686. 2014c.
- GARCIA-CASADO J, ZENA V, PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, GARCIA-BREJO E. Flexible Array of Active Concentric Ring Electrodes for Surface Bioelectrical Recordings - Application to Non-invasive Recordings of EEnG. , en: Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices. 21-27. ISBN: 978-989-8565-34-1. 2013.
- GARDE-CERDÁN T, LORENZO C, CAROT JM, JABALOYES JM, ESTEVE MD, SALINAS MR. Statistical differentiation of wines of different geographic origin and aged in barrel according to some volatile components and ethylphenols. *Food Chem.* 111. 1025-1031. ISSN: 03088146. 2008.
- GIBBS P, ASADA H. Reducing motion artifact in wearable bio-sensors using MEMS accelerometers for active noise cancellation. *Am. Control Conf.* 2005. 1581-1586. ISBN: 0780390989. 2005.
- GRUETZMANN A, HANSEN S, MÜLLER J. Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Embc* 2015. 28. 1375-90. ISBN: 0967-3334. 2007.
- GUYTON AC, HALL JE. *Tratado de Fisiología médica.* 2011.

- HAIR JF, ANDERSON RE, TATHAM RL, BLACK WC. , Quinta Edi. ed. *Análisis Multivariante*. Prentice Hall. ISBN: 84-8322-035-0. 1999.
- HAMILTON PS, TOMPKINS WJ. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 33. 1157-65. ISSN: 0018-9294. 1986.
- HE B. Theory and applications of body-surface Laplacian ECG mapping. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 17. 102-109. ISBN: 0739-5175. 1998.
- HE B, COHEN RJ. Body Surface Laplacian Electrocardiographic Mapping—A Review. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 23. 475-510. ISSN: 0278-940X. 1995.
- HE B, LI G, LIAN J. A spline Laplacian ECG estimator in a realistic geometry volume conductor. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 49. 110-7. ISSN: 0018-9294. 2002.
- HELENE L, CATHERINE M. Ridge extraction from the scalogram of the uterine electromyogram. *Proc. IEEE-SP Int. Symp. Time-Frequency Time-Scale Anal. (Cat. No.98TH8380)*. 2. 245-248. ISBN: 0-7803-5073-1. 1998.
- HJORTH B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 39. 526-30. ISSN: 0013-4694. 1975.
- HOU X, YIN J, LIU J, PASRICHA PJ, CHEN JDZ. In vivo gastric and intestinal slow waves in W/W^v mice. *Dig. Dis. Sci.* 50. 1335-1341. ISSN: 01632116. 2005.
- HUIGEN E, PEPPER A, GRIMBERGEN C A. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.* 40. 332-338. ISBN: 0140-0118. 2002.
- HUISKAMP G. Difference formulas for the surface Laplacian on a triangulated surface. *J. Comput. Phys.* 95. 477-496. ISSN: 00219991. 1991.
- HUIZINGA JD. Gastrointestinal peristalsis: Joint action of enteric nerves, smooth muscle, and interstitial cells of Cajal. *Microsc. Res. Tech.* 47. 239-247. ISBN: 1059-910X (Print). 1999.
- KAUFER M, RASQUINHA L, TARJAN P. Optimization Of Multi-ring Sensing Electrode Set. , en: [1990] *Proceedings of the Twelfth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 612-613. ISBN: 0-87942-559-8. 1990.
- KIM C-K, LEE S, KOH D, KIM B-M. Development of wireless NIRS system with dynamic removal of motion artifacts. *Biomed. Eng. Lett.* 1. 254-259. ISSN: 2093-9868. 2011.
- KYI KYI JK, DANIEL EE. The effects of ischemia on intestinal nerves and electrical slow waves. *Am. J. Dig. Dis.* 15. 959-981. ISSN: 0002-9211. 1970.
- LIANG J, CHEUNG J, CHEN J. Detection and deletion of motion artifacts in electrogastrogram using feature analysis and neural networks. *Ann. Biomed. Eng.* 25. 850-857. 1997.
- LIN C-T, LIAO L-D, LIU Y-H, WANG I-J, LIN B-S, CHANG J-Y. Novel dry polymer foam electrodes for long-term EEG measurement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 58. 1200-7. ISSN: 1558-2531. 2011.
- LOPEZ-GORDO MA, SANCHEZ-MORILLO D, PELAYO VALLE F. Dry EEG electrodes. *Sensors (Basel)*. 14. 12847-12870. ISBN: 10.3390/s140712847. 2014.

- LU CC, FENG WY, TARJAN PP. Laplacian electrocardiograms with active electrodes for arrhythmia detection. Proc. 19th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 'Magnificent Milestones Emerg. Oppor. Med. Eng. (Cat. No.97CH36136). 1. ISBN: 0-7803-4262-3. 1997.
- LUCOVNIK M, MANER WL, CHAMBLISS LR, BLUMRICK R, BALDUCCI J, NOVAK-ANTOLIC Z, GARFIELD RE. Noninvasive uterine electromyography for prediction of preterm delivery. , en: American Journal of Obstetrics and Gynecology. 204. ISBN: 1097-6868 (Electronic)r0002-9378 (Linking). 2011.
- LUIKING YC, VAN DER REIJDEN AC, VAN BERGE HENEGOUWEN GP, AKKERMANS LM. Migrating motor complex cycle duration is determined by gastric or duodenal origin of phase III. Am. J. Physiol. 275. G1246-51. ISSN: 0002-9513. 1998.
- MACKAY DM. On-line source-density computation with a minimum of electrodes. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 56. 696-698. ISSN: 00134694. 1983.
- MAKEYEV O, LIU X, KOKA K, KAY SM, BESIO WG. Transcranial focal stimulation via concentric ring electrodes reduced power of pentylentetrazole-induced seizure activity in rat electroencephalogram. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS. 7560-7563. ISBN: 9781424441211. 2011.
- MALMIVUO J, PLONSEY R. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. 20. ISBN: 9780195058239. 1995.
- MARTINEZ-DE-JUAN JL, SAIZ J, MESEGUER M, PONCE JL. Small bowel motility: relationship between smooth muscle contraction and electroenterogram signal. Med. Eng. Phys. 22. 189-99. ISSN: 1350-4533. 2000.
- MESBAH M, KHLIF MS, EAST C, SMEATHERS J, COLDITZ P, BOASHASH B. Accelerometer-based fetal movement detection. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2011. 7877-80. ISBN: 9781424441228. 2011.
- MEZIANE N, WEBSTER JG, ATTARI M, NIMUNKAR AJ. Dry electrodes for electrocardiography. Physiol. Meas. 34. R47-R69. ISBN: 0967-3334. 2013.
- MIFTAKHOV RN, ABDUSHEVA GR, CHRISTENSEN J. Numerical simulation of motility patterns of the small bowel. II. Comparative pharmacological validation of a mathematical model. J. Theor. Biol. 200. 261-290. ISSN: 00225193. 1999.
- MONTGOMERY DC. , Fifth Edit. ed. Design and analysis of experiments-second edition. John Wiley & Sons, Inc. 3. ISBN: 0471314690. 2001.
- MORENO-VAZQUEZ JJ. Estudio espectral del ritmo eléctrico básico del intestino delgado para la monitorización no invasiva del marcapasos intestinal. 2011.
- MORRISON D. Multivariate statistical methods. Multivar. Stat. methods. 1967.
- NIEDERMEYER E, SILVA FHL DA. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. 1. ISBN: 0781751268. 2004.
- NUNEZ PL, SILBERSTEIN RB, CADUSCH PJ, WIJESINGHE RS, WESTDORP AF, SRINIVASAN R. A theoretical and experimental study of high resolution EEG based on surface Laplacians and cortical imaging. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 90. 40-57. ISBN: 0013-4694 (Print). 1994.

- PAN J, TOMPKINS W. A real-time QRS detection algorithm. *Biomed. Eng. IEEE* 1. 230-236. 1985.
- PRATS-BOLUDA G, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, PONCE JL. Identification of the slow wave component of the electroenterogram from Laplacian abdominal surface recordings in humans. *Physiol. Meas.* 28. 1115-33. ISSN: 0967-3334. 2007a.
- PRATS-BOLUDA G, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, YE-LIN Y. Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals. *Med. Eng. Phys.* 33. 446-55. ISSN: 1873-4030. 2011.
- PRATS-BOLUDA G, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, YE-LIN Y. Design and development of an active Laplacian sensor for non-invasive recordings of the intestinal bioelectrical signal. ... *Circuits Syst.* 77-80. ISBN: 9781424428793. 2008.
- PRATS-BOLUDA G, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, YE Y. Active Laplacian Electrode to Enhance Surface EEnG Recordings. , en: 2007 International Conference on Sensor Technologies and Applications (SENSORCOMM 2007). 14-19. ISBN: 0-7695-2988-7. 2007b.
- PRATS-BOLUDA G, MARTINEZ-DE-JUAN JL, GARCIA-CASADO J, GUARDIOLA JL, PONCE JL. Discrete Laplacian recordings of the electroenterogram from abdominal surface in humans. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 1. 6080-3. ISBN: 1424400333. 2006.
- PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, BUENO-BARRACHINA J, RODRIGUEZ DE SANABRIA R, GARCIA-CASADO J. Towards the clinical use of concentric electrodes in ECG recordings: influence of ring dimensions and electrode position. *Meas. Sci. Technol.* 27. 25705. ISSN: 0957-0233. 2016.
- PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, BUENO BARRACHINA JM, SENENT E, RODRIGUEZ DE SANABRIA R, GARCIA-CASADO J. Development of a portable wireless system for bipolar concentric ECG recording. *Meas. Sci. Technol.* 26. 75102. ISSN: 0957-0233. 2015.
- PRATS-BOLUDA G, YE-LIN Y, GARCIA-BREIJO E, IBAÑEZ J, GARCIA-CASADO J. Active flexible concentric ring electrode for non-invasive surface bioelectrical recordings. *Meas. Sci. Technol.* 23. 125703. ISSN: 0957-0233. 2012.
- PRATS BOLUDA G. Estudio de técnicas laplacianas para el registro del EEnG humano en superficie. *Desarrollo y ensayo de un sensor activo.* 2009.
- QUIGLEY EM. Gastric and small intestinal motility in health and disease. *Gastroenterol. Clin. North Am.* 25. 113-45. ISSN: 0889-8553. 1996.
- RAU G, DISSELHORST-KLUG C. Principles of high-spatial-resolution surface EMG (HSR-EMG): Single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 7. 233-239. ISSN: 10506411. 1997.
- ROGEL-SALAZAR G, LUNA-MUNGUÍA H, STEVENS KE, BESIO WG. Transcranial focal electrical stimulation via tripolar concentric ring electrodes does not modify the short- and long-term memory formation in rats evaluated in the novel object recognition test. *Epilepsy Behav.* 27. 154-158. ISBN: 1525-5069 (Electronic)r1525-5050 (Linking). 2013.
- ROMAŃSKI KW. Migrating motor complex in biological sciences: characterization, animal

- models and disturbances. *Indian J. Exp. Biol.* 47. 229-44. ISSN: 0019-5189. 2009.
- ROMERO R, ZÚNICA LR. , Segunda ed. ed. *Métodos Estadísticos en Ingeniería*. Universidad Politécnica de Valencia. ISBN: 8497057279. 2005.
- SARNA SK. Cyclic motor activity; migrating motor complex: 1985. *Gastroenterology*. 89. 894-913. ISBN: 0016-5085 (Print)r0016-5085 (Linking). 1985.
- SEARLE A, KIRKUP L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol. Meas.* 21. 271-83. ISSN: 0967-3334. 2000.
- SHEN I, WALKOSZ M, BESIO W. Tripolar concentric ring electrode electroencephalography using Signa gel for impedance matching. *Proc. IEEE Annu. Northeast Bioeng. Conf. NEBEC*. 2014-Decem. 14-15. ISBN: 9781479937288. 2014.
- SIMIŁOWSKI T, DERENNE JP. Inspiratory muscle testing in stable COPD patients. *Eur Respir J.* 7. 1871-1876. ISSN: 00000000. 1994.
- SRINIVASAN R, NUNEZ PL, TUCKER DM, SILBERSTEIN RB, PETER J. Spatial Sampling and Filtering of EEG with Spline Laplacians to Estimate Cortical Potentials. *Brain Topogr.* 8. 355-366. ISBN: 0896-0267. 1996.
- SZURSZEWski J. A migrating electric complex of the canine small intestine. *Am J Physiol.* 21. 1969.
- SZURSZEWski J, STEGGERDA FR. The effect of hypoxia on the mechanical activity of the canine small intestine. *Am. J. Dig. Dis.* 13. 178-85. ISSN: 0002-9211. 1968a.
- SZURSZEWski J, STEGGERDA FR. The effect of hypoxia on the electrical slow wave of the canine small intestine. *Am. J. Dig. Dis.* 13. 168-77. ISSN: 0002-9211. 1968b.
- TANDONNET C, BURLE B, HASBROUCQ T, VIDAL F. Spatial enhancement of EEG traces by surface Laplacian estimation: comparison between local and global methods. *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.* 116. 18-24. ISBN: 1388-2457. 2005.
- THIBODEAU GA, PATTON KT. , 6ª. ed. *Anatomía y Fisiología*. Elsevier España. ISBN: 9788480862356. 2007.
- TORTORA G, DERRICKSON B. , 11a ed. *Principios de anatomía y fisiología*. Editorial Médica Panamericana. ISBN: 9786077743781 (cart.). 2013.
- TOUTENBURG H. , Third Edit. ed. *Statistical Analysis of Designed Experiments*, Third Edition. Springer New York. 45. ISBN: 978-1-4419-1147-6. 2009.
- VANTRAPPEN G. Small intestinal motility and bacteria. , en: Peter J. Heidt, Volker Rusch, K.V.D.W. (Ed.), *Gastrointestinal motility*. 67. 53-67. 1997.
- VERHAGEN MAMT, VAN SCHELVEN LJ, SAMSOM M, SMOUT AJPM. Pitfalls in the analysis of electrogastrographic recordings. *Gastroenterology*. 117. 453-460. ISSN: 00165085. 1999.
- WU D, TSAI HC, HE B. On the estimation of the Laplacian electrocardiogram during ventricular activation. *Ann. Biomed. Eng.* 27. 731-745. ISSN: 0090-6964. 1999.
- YE-LIN Y, ALBEROLA-RUBIO J, PRATS-BOLUDA G, BARRACHINA JMB, PERALES A, VALERO J, DESANTES D, GARCIA-CASADO J. Non-invasive electrohysterogram recording using

flexible concentric ring electrode. , en: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 4050-4053. ISBN: 978-1-4244-7929-0. 2014.

YE-LIN Y, ALBEROLA-RUBIO J, PRATS-BOLUDA G, PERALES A, DESANTES D, GARCIA-CASADO J. Feasibility and Analysis of Bipolar Concentric Recording of Electrohysterogram with Flexible Active Electrode. *Ann. Biomed. Eng.* ISSN: 1573-9686. 2014.

YE-LIN Y, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, PRATS-BOLUDA G, PONCE JL. The detection of intestinal spike activity on surface electroenterograms. *Phys. Med. Biol.* 55. 663-80. ISSN: 1361-6560. 2010.

YE-LIN Y, GARCIA-CASADO J, PRATS-BOLUDA G, ALBEROLA-RUBIO J, PERALES A. Automatic identification of motion artifacts in EHG recording for robust analysis of uterine contractions. *Comput. Math. Methods Med.* 2014. ISBN: 1748-6718 (Electronic)r1748-670X (Linking). 2014.

YE-LIN Y, GARCIA-CASADO J, PRATS-BOLUDA G, PONCE JL, MARTINEZ-DE-JUAN JL. Enhancement of the non-invasive electroenterogram to identify intestinal pacemaker activity. *Physiol. Meas.* 30. 885-902. ISSN: 0967-3334. 2009.

YE Y, GARCIA-CASADO J, MARTINEZ-DE-JUAN JL, ALVAREZ D, PRATS-BOLUDA G, PONCE JL. Combined method for artifact reduction in surface electroenterogram. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2007. 1830-3. ISBN: 1424407885. 2007.

YIN J, CHEN JDZ. Roles of interstitial cells of Cajal in regulating gastrointestinal motility: in vitro versus in vivo studies. *J. Cell. Mol. Med.* 12. 1118-29. ISSN: 1582-1838. 2008.