



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ESTUDIO DE LA ACTIVIDAD ONDA LENTA GÁSTRICA NO-INVASIVA MEDIANTE ELECTRODOS CONCÉNTRICOS ANULARES

AUTOR: ALEJANDRO JAREÑO SILVESTRE

TUTORA: YIYAO YE LIN

COTUTORA: GEMA PRATS BOLUDA

Curso Académico: 2018-19

AGRADECIMIENTOS:

“A mis tutoras Yiyao y Gema, por haberme ayudado tanto, por su infinita paciencia y sobre todo por no perder nunca la fe en mi incluso cuando parecía que no daba la talla.

A mis padres, por haberme apoyado desde el principio y en todo momento desde que inicié este viaje hace tantos años y por estar siempre ahí en los momentos que de verdad hacían falta.

A mi hermano Adrián, por ser, además, un amigo con el que poder contar siempre.

A Julio, porque empezamos esto juntos y lo acabamos juntos.

A todas las personas que han hecho este TFG posible, especialmente a los voluntarios que se ofrecieron para llevar a cabo el estudio.

Finalmente, a mis compañeros, profesores y demás personas que han hecho que me lleve un buen recuerdo de la universidad.

Gracias por tanto”.

Resumen:

El electrogastrograma (EGG) es el registro no-invasivo de la actividad mioeléctrica gástrica mediante electrodos de contacto en la superficie abdominal en el estómago. La simplicidad y seguridad del EGG lo hacen atractivo para diagnosticar anomalías en la motilidad gástrica.

En pacientes con náuseas y vómitos, dispepsia, gastroparesia y mareo por movimiento, se han reportado irregularidades en el EGG incluyendo bradigastria, taquigastria y pérdida simultánea del aumento de la amplitud de la señal con la ingesta de alimentos. Sin embargo, existe una cierta controversia entre la correlación de los parámetros temporales y espectrales del EGG y las patologías gástricas. Por ejemplo, aunque un EGG anormal suele implicar el vaciado gástrico retardado, un EGG normal no garantiza un vaciado gástrico normal (sensibilidad <50%), por lo que la aplicación clínica de esta técnica sigue siendo limitada. En este aspecto, las últimas investigaciones centran sus esfuerzos en analizar la velocidad de propagación de la actividad gástrica mediante el registro multicanal del EGG de alta densidad para detectar las posibles irregularidades.

No obstante, la estimación de la velocidad de conducción depende de la dirección de la propagación de la actividad gástrica en relación con la disposición de electrodos y su precisión puede verse afectada por la pobre resolución espacial de los electrodos de disco convencionales empleados en los registros de EGG debido al efecto de emborronamiento del volumen conductor.

En este contexto, en la literatura se han propuesto los electrodos concéntricos anulares (CRE) para mejorar la resolución espacial de registro no-invasivo de señales bioeléctricas, por ejemplo, el electrocardiograma (ECG), electromiograma, electroencefalograma y electroenterograma. Asimismo, se ha demostrado que el uso de este tipo de electrodos permite reducir las interferencias fisiológicas en el registro de señales bioeléctricas. Hasta la fecha de hoy, no se ha reportado el uso de CRE para la captación de la actividad mioeléctrica gástrica.

Por consiguiente, el objetivo del presente trabajo es determinar la posibilidad de captar de forma no-invasiva la actividad mioeléctrica asociada a la onda lenta gástrica mediante electrodos concéntricos anulares, y comparar las características de las mismas con las adquiridas con electrodos de disco convencionales.

Para ello, se han realizado 12 registros multicanal del EGG mediante CRE y electrodos de disco convencionales junto con la señal de respiración en sujetos sanos. Se han analizado y comparado la actividad de onda lenta gástrica captada mediante ambos electrodos en ayunas y en fase postprandial. La señal EGG captada mediante los CRE y los electrodos de disco presentaron un porcentaje de tiempo en el que se encuentra una frecuencia pico entre 2-4 ciclos por minuto por encima del 85%.

Asimismo se han observado el aumento de la amplitud de la señal EGG en postingesta, lo cual es la respuesta postprandial típica. En comparación con los electrodos de disco

convencionales, la amplitud de la señal EGG captada mediante CRE es aproximadamente 2,5 veces menor. De igual manera, el ratio señal-interferencia ECG de la señal EGG captada mediante CRE es significativamente mayor. No obstante no se han observado diferencias estadísticamente significativas en la interferencia respiratoria embebida en ambos tipos de registros.

Todo ello confirma la posibilidad de captar la actividad de la onda lenta gástrica mediante CRE, constituyendo una nueva alternativa de monitorizar de forma no-invasiva la actividad mioeléctrica gástrica de alta resolución espacial.

Resum:

L'electrogastrograma (EGG) és el registre no-invasiu de l'activitat mioelèctrica gàstrica amb elèctrodes de contacte en la superfície abdominal en l'estómac. La simplicitat i seguretat del EGG ho fan atractiu per a diagnosticar anomalies en la motilitat gàstrica.

En pacients amb nàusees i vòmits, dispèpsia, gastroparesis i mareig per moviment, s'han reportat irregularitats en el EGG incloent bradigastria, taquigastria i pèrdua simultània de l'augment de l'amplitud del senyal amb la ingesta d'aliments. No obstant això, existeix una certa controvèrsia entre la correlació dels paràmetres temporals i espectrals del EGG i les patologies gàstriques.

Per exemple, encara que un EGG anormal sol implicar el buidatge gàstric retardat, un EGG normal no garanteix un buidatge gàstric normal (sensibilitat <50%), per tant l'aplicació clínica d'aquesta tècnica continua sent limitada. En aquest aspecte, les últimes investigacions centren els seus esforços a analitzar la velocitat de propagació de l'activitat gàstrica amb el registre multicanal del EGG d'alta densitat per a detectar les possibles irregularitats.

No obstant això, l'estimació de la velocitat de conducció depèn de la direcció de la propagació de l'activitat gàstrica en relació amb la disposició d'elèctrodes i la seua precisió es pot veure afectada per la pobra resolució espacial dels elèctrodes de disc convencionals emprats en els registres de EGG degut a aquest efecte d'emborronament del volum conductor.

En aquest context, en la literatura s'han proposat els elèctrodes concèntrics anulars (CRE) per a millorar la resolució espacial de registre no-invasiu de senyals bioelèctriques, per exemple, electrocardiograma (ECG), electromiograma, electroencefalograma i electroenterograma. Així mateix, s'ha demostrat que l'ús d'aquest tipus d'elèctrodes permet reduir les interferències fisiològiques en el registre de senyals bioelèctriques. Fins a la data de hui, no s'ha reportat l'ús de CRE per a la captació de l'activitat mioelèctrica gàstrica.

Per tant, l'objectiu del present treball és determinar la possibilitat de captar de forma no-invasiva l'activitat mioelèctrica associada a la ona lenta gàstrica amb elèctrodes concèntrics anulars, i comparar les característiques de les mateixes amb les adquirides amb elèctrodes de disc convencionals.

Per a això, s'han realitzat 12 registres multicanal del EGG amb CRE i elèctrodes de disc convencionals juntament amb el senyal de respiració en subjectes sans. S'han analitzat i comparat l'activitat d'ona lenta gàstrica captada amb tots dos elèctrodes en dejú i en fase postprandial. El senyal EGG captat amb els CRE i els elèctrodes de disc van presentar un percentatge de temps en el qual es troba una freqüència pic entre 2-4 cicles per minut per damunt del 85%.

Així mateix s'ha observat l'augment de l'amplitud del senyal EGG en postingesta, la qual cosa és la resposta postprandial típica. En comparació amb els elèctrodes de disc convencionals, l'amplitud del senyal EGG captat amb CRE és aproximadament 2,5 vegades menor. Així mateix

el ràtio senyal-interferència ECG del senyal EGG captat amb CRE és significativament major.No obstant això no s'han observat diferències estadísticament significatives en la interferència respiratòria embeguda en tots dos tipus de registres.

Tot això confirma la possibilitat de captar l'activitat de l'ona lenta gàstrica amb CRE, constituint una nova alternativa de monitorar de forma no-invasiva l'activitat mioelèctrica gàstrica d'alta resolució espacial.

Abstract:

The electrogastrogram (EGG) is the non-invasive recording of gastric myoelectric activity with contact electrodes on the abdominal surface in the stomach. The simplicity and safety of EGG make it attractive for diagnosing abnormalities in gastric motility.

In patients with nausea and vomiting, dyspepsia, gastroparesis and motion sickness, irregularities have been reported in EGG including bradigastria, tachygastria and simultaneous loss of signal amplitude with food intake. However, there is some controversy between the correlation of temporal and spectral EGG parameters and gastric pathologies.

For example, although an abnormal EGG usually involves delayed gastric emptying, a normal EGG does not guarantee a normal gastric emptying (sensitivity <50%), so the clinical application of this technique is still limited. In this aspect, latest researches focus their efforts on analyzing the speed of propagation of gastric activity through the multichannel recording of high-density EGG to detect possible irregularities.

However, the conduction velocity estimation depends on the propagation direction of the gastric activity in relation to the electrode arrangement and its accuracy may be affected due to the poor spatial resolution of the conventional disk electrodes used in EGG registers due to the blurring effect of the conductive volume.

In this context, concentric ring electrodes (CRE) have been proposed in the literature to improve the spatial resolution of non-invasive recording of bioelectric signals, for example, the electrocardiogram (ECG), electromyogram, electroencephalogram and electroenterogram. Also, it has been proved that the use of this type of electrodes allows to reduce the physiological interferences in the recording of bioelectric signals. To date, the use of CRE for the capture of gastric myoelectric activity has not been reported.

Therefore, the objective of this study is to determine the possibility of non-invasively capturing the myoelectric activity associated with the gastric slow wave with CRE, and comparing their characteristics with those acquired with conventional disc electrodes.

For this, 12 multichannel EGG recordings were made by CRE and conventional disk electrodes together with the breathing signal in healthy subjects. The gastric slow wave activity captured by both fasting and postprandial electrodes were analyzed and compared. The EGG signal captured by the CREs and the disk electrodes showed a percentage of time where the peak frequency is found between 2-4 cycles per minute above 85%.

Likewise, the increase in the amplitude of the EGG signal in post ingestion has been observed, which the typical postprandial response is. Compared to conventional disk electrodes, the amplitude of the EGG signal captured by CRE is about 2,5 times smaller. Similarly, the signal-to-interference ECG ratio of the EGG signal captured by CRE is significantly higher. However, no statistically significant differences in respiratory interference embedded in both types of records have been observed.

All this confirms the possibility of capturing the activity of the gastric slow wave by means of CRE, constituting a new alternative of non-invasively monitoring the gastric myoelectric activity of high spatial resolution.

ÍNDICE GENERAL

- **DOCUMENTO I: MEMORIA**
- **DOCUMENTO II: PRESUPUESTO**

MEMORIA

DOCUMENTO I

ÍNDICE MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. EL ESTÓMAGO	1
1.2. ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA GÁSTRICA	2
1.2.1. <i>Actividad de la Onda Lenta</i>	2
1.2.2. <i>Potencial de acción</i>	3
1.2.3. <i>SPIKES asociados a la motilidad gástrica</i>	5
1.3. EGG DE SUPERFICIE	6
1.4. PROBLEMÁTICA DEL EGG DE SUPERFICIE	10
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	10
3. MATERIALES Y MÉTODOS	13
3.1. MATERIALES	13
3.1.1. <i>Pacientes</i>	13
3.1.2. <i>Sala de registro</i>	14
3.1.3. <i>Electrodos monopolares</i>	14
3.1.4. <i>Electrodos concéntricos anulares (CRE)</i>	15
3.1.5. <i>Sensor de respiración</i>	15
3.1.6. <i>Preparación de la piel</i>	16
3.1.7. <i>Sistemas de adquisición y almacenamiento de datos</i>	16
3.1.7.1. <i>Amplificadores de Grass</i>	16
3.1.7.2. <i>Tarjeta de adquisición de datos</i>	17
3.1.8. <i>Software de LABView</i>	18
3.2. MÉTODOS	21
3.2.1. <i>Protocolo de registro</i>	21
3.2.2. <i>Tratamiento previo de la señal</i>	23
3.2.3. <i>Análisis de datos</i>	24
4. RESULTADOS	27
4.1. REGISTROS EN EGG DE SUPERFICIE	27
4.2. INTERFERENCIA RESPIRATORIA Y ECG	30
4.3. RATIOS DE %F _{DOM} Y VM PARA EL MODELO AR	32
4.4. AMPLITUD DE LA ACTIVIDAD DE LA OL	34
4.5. FRECUENCIAS DOMINANTES (DF)	35
5. CONCLUSIONES	39
6. BIBLIOGRAFÍA	40

ACRÓNIMOS:

CRE	Electrodos concéntricos anulares
ECG	Electrocardiograma
EMG	Electromiograma
FD	Frecuencia dominante
Hz	Hercios
PA	Potencial de acción
LPF	Filtro paso bajo
BPF	Filtro paso banda
FFT	Transformada de Fourier
MGI	Motilidad gastrointestinal
MMC	Complejo motor migratorio
ICC	Células de Cajal
CPM	Ciclos por minuto
CMMR	Rechazo al modo común
BER	Ritmo eléctrico basal

1. INTRODUCCIÓN

1.1. El Estómago

El estómago es uno de los órganos principales del aparato digestivo, siendo su función principal la de llevar a cabo el mezclado y almacenaje de los alimentos ingeridos, que progresivamente irán avanzando a lo largo del tracto digestivo gracias a los movimientos peristálticos (contracciones y relajaciones de los músculos que lo conforman).

Anatómicamente, el estómago puede dividirse en cuatro regiones principales como se muestra en la figura 1: el cardias, que une al propio estómago con el esófago, el fundus (cavidad superior donde se almacenan los gases producidos durante la digestión), el cuerpo gástrico (que comprende la mayor parte de la estructura estomacal) y el píloro, que lo comunica con el intestino.

Una vez alcanzado el estómago, el alimento es mezclado con varias sustancias secretadas por la mucosa gástrica, en su mayoría ácido clorhídrico y pepsina, que contribuirán a la fragmentación del bolo alimenticio en macromoléculas en pos de facilitar su posterior absorción, transformándolo en una papilla espesa llamada quimo.

Mientras que el estómago actúa, principalmente, como un reservorio para almacenar grandes cantidades de comida recién ingerida, el cardias y el píloro funcionan a modo de válvula reguladora del flujo de alimento [1], permitiendo así ingestiones intermitentes y el posterior paso al duodeno, el cual posee una capacidad volumétrica inferior.

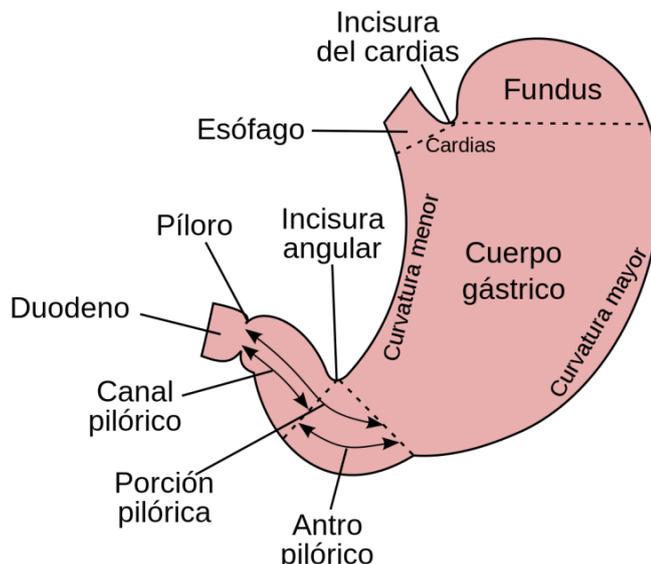


Figura 1: Representación esquemática de las diferentes secciones en las que está dividida la estructura estomacal. Extraído de Gray's Anatomy (1918)

Esta actividad motora permite que el contenido alimenticio pueda ser procesado por el estómago y entregado al duodeno en las cantidades adecuadas, con el fin de no saturar los mecanismos de digestión y absorción del intestino [2]. A diferencia del resto del sistema gastrointestinal, el estómago tiene una capa de músculo liso oblicuo además de tener músculo liso circular y longitudinal. La parte comprendida entre la boca y el esófago superior se encuentra conformada por músculo estriado [3].

1.2. Actividad mioeléctrica gástrica

1.2.1. Actividad de la onda lenta

La fisiología gástrica constituye una compleja y dinámica interacción entre estructuras anatómicas, sus secreciones, el ambiente circundante y los factores exógenos aportados por el individuo. A lo largo del tracto digestivo, los patrones de actividad motora difieren según correspondan al periodo de ayunas o posterior a la ingesta [4] [5]. En el primer periodo, la actividad motora está altamente organizada en secuencias cíclicas contráctiles conocidas como complejo motor migratorio (MMC) que tiene lugar durante el periodo en ayunas y algunas fases interdigestivas y que posee un patrón específico en cuanto a la actividad de propulsión motora [6].

El MMC consiste de tres fases distintas consecutivas como aparece en la figura 2, que migran a lo largo del sistema digestivo. La fase I inicia con un período de quiescencia motora que comprende entre el 50-60% del ciclo y presentando una actividad apenas nula [2], la cual es seguida de una fase de aparentes contracciones erráticas e irregulares que comprende el 20-30% del ciclo (fase II) y que culmina con contracciones fásicas ininterrumpidas (fase III), tardando cada ciclo entre 1 y 2 horas aproximadamente.

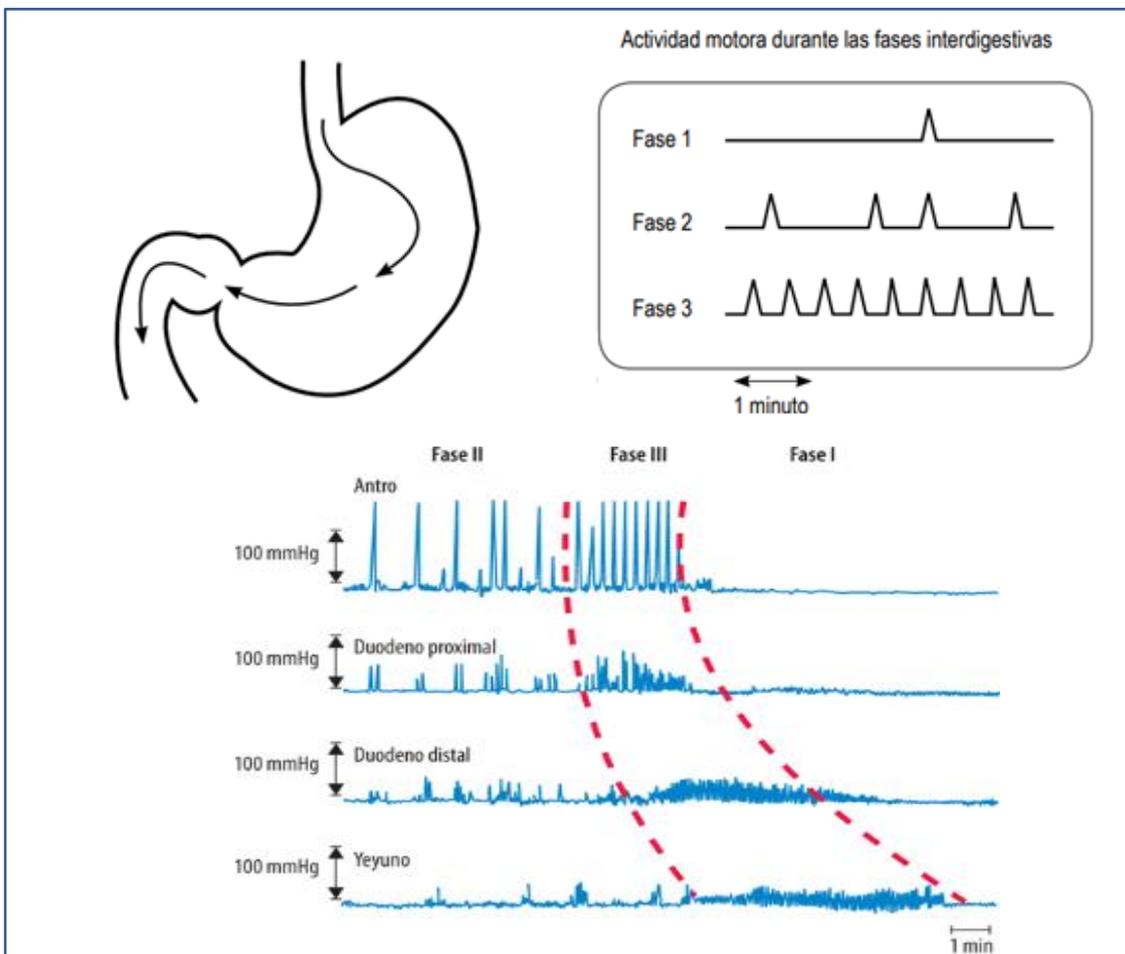


Figura 2: (a) Complejo motor migratorio (CMM), iniciado en el estómago proximal y (b) transmisión a través del tracto intestinal. Extraído de [2] y de Jesús A et al. Fisiología humana, 4e.

Las contracciones fásicas del estómago se asocian a ciclos espontáneos de despolarización y repolarización conocidos como potenciales de onda lenta debido a su frecuencia (3 ondas/min para el antro gástrico, 12 ondas/min en el duodeno, 8 ondas/min en el íleo y 6-10 ondas/min en el colon) respecto a las células marcapaso cardíacas (en torno a 60-80 cpm) [5].

Estas ondas lentas (también llamadas ritmo eléctrico basal (BER) en la literatura) se originan en células de musculo liso llamadas células de Cajal (ICC) cuyas propiedades eléctricas difieren de una región a otra, no implicando siempre que haya una contracción muscular pese a producirse una despolarización de éstas [4] [6] [7].

En el estómago y en el intestino delgado se encuentran en la capa muscular circular interna, cerca del plexo mientérico (subdivisión del sistema nervioso entérico que provee de inervación motora) y en los bordes mientérico y submucoso de las fibras circulares.

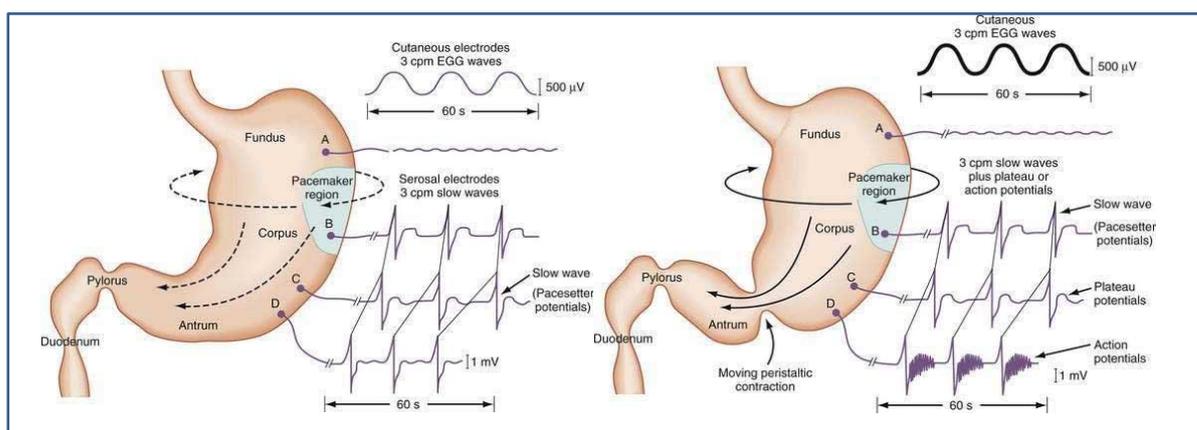


Figura 3: (a) Esquema del origen de la actividad motora gástrica y de la señal de la onda lenta con sus 3-4 ciclos por minuto característicos. (b) Se observa cómo varía la morfología a medida que se sucede el número de ondas lentas, llegando a producir una contracción peristáltica. Extraído de [7].

Por lo tanto, las diferentes propiedades eléctricas de las ICC desempeñan un papel crítico en la creación de las distintas funciones de las regiones proximales y distales del estómago, de modo que el fundus actúa como un reservorio de gases, el cuerpo gástrico como una región marcapasos dominante en su curvatura mayor [7] (lugar donde se originan las ondas lentas), mientras que el antro actúa como región para el mezclado y propulsión de los alimentos con una distribución de ICC más densa en la curvatura mayor que en la menor, de manera similar al cuerpo [8].

1.2.2. Potencial de acción

El sistema digestivo, gracias a las células marcapasos (ICC), logra comunicarse con las células del músculo liso. El potencial de membrana de las células del músculo liso oscila entre aproximadamente 10 y 20 mV en intervalos 3 a 15 segundos, produciendo ondas lentas como se muestra en la figura 4. Estas ondas lentas hacen que el potencial de membrana sea menos negativo [3] y, cuando se alcanza el potencial de umbral (en torno a los -40 mV), se dispara una serie de potenciales de acción (SPIKES), lo cual resulta en una contracción muscular. Las células del músculo liso no son excitables cuando están despolarizadas (sobre los -20 mV) o hiperpolarizadas (aproximadamente -70 mV).

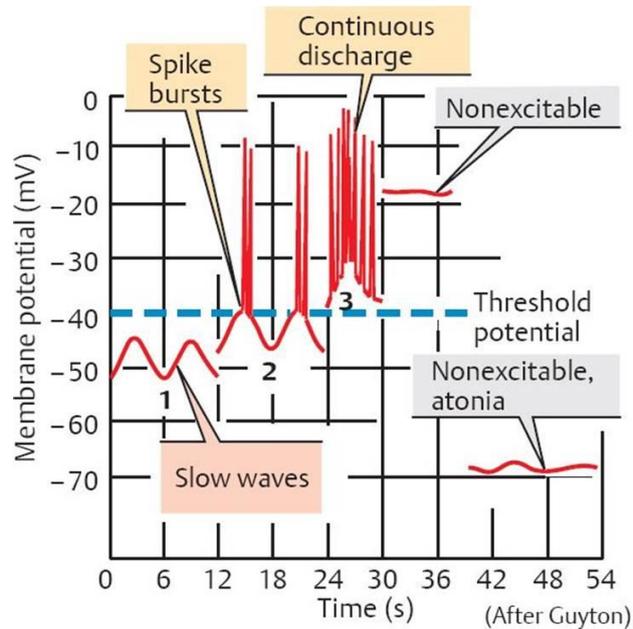


Figura 4: Potencial de membrana de una célula marcapasos ICC. Extraído de [3].

La generación del ritmo eléctrico basal (REB) es consecuencia del equilibrio entre la despolarización y la entrada de flujo de Ca^{2+} y la repolarización con el flujo saliente de K^+ . Cuando un potencial de onda alcanza el umbral (figura 5), los canales de calcio/ Ca^{2+} dependientes del voltaje se abren y la célula dispara uno o más potenciales de acción generando la contracción del músculo liso. Más potenciales de acción se disparan y mayor es la fuerza/ duración de las contracciones cuanto mayor es la duración de la onda lenta [5].

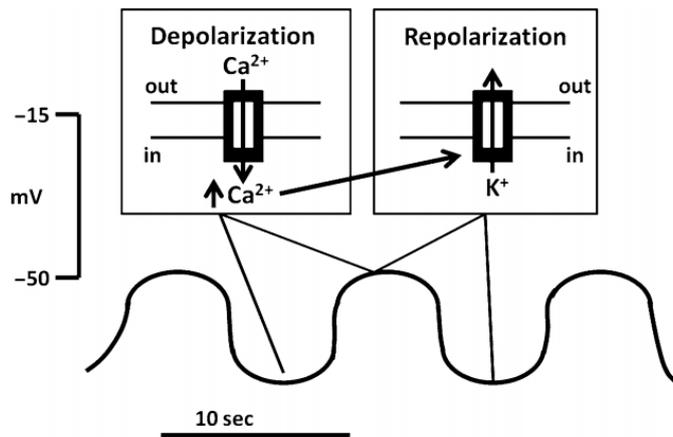


Figura 5: Ritmo eléctrico basal (REB) de las células marcapasos de Cajal (ICC). Extraído de [6].

Por todo esto, se sabe que las ICC contribuyen a varias funciones importantes en el tracto gastrointestinal (GI), que incluyen:

- Generación de actividad eléctrica de onda lenta.
- Coordinación de la actividad del marcapasos y propagación activa de ondas lentas.
- Transducción de entradas neurales motoras a partir del sistema nervioso entérico.
- Mecanosensado para el estiramiento de los músculos gastrointestinales.

1.2.3. SPIKES asociados a motilidad gástrica

Aunque las despolarizaciones de la BER en el estómago pueden ocasionalmente conducir a pequeñas contracciones motoras (figura 6), la mayoría de éstas ocurren después de cambios rápidos en las diferencias del potencial de membrana llamadas potenciales de espiga (SPIKES), que se superponen en la fase de despolarización del BER.

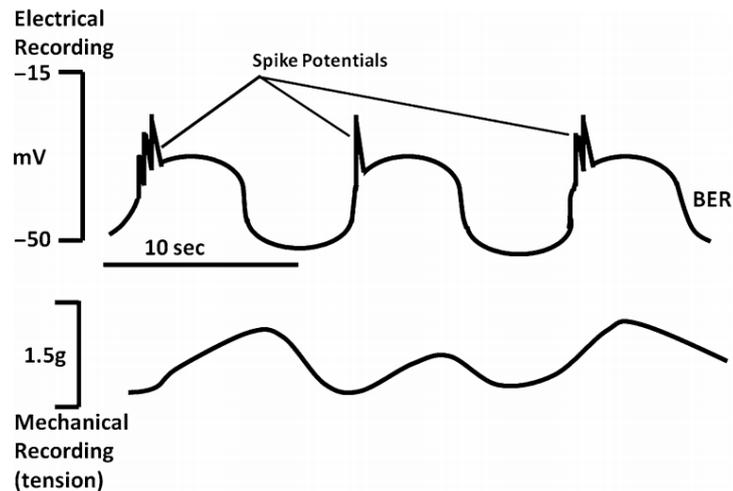


Figura 6: Relación entre el BER y la contracción del músculo liso. La probabilidad y la magnitud de las contracciones de éste dependen del número de cambios rápidos en el potencial de membrana (SPIKES) que se superponen en la fase de despolarización del BER [6].

Los SPIKES superpuestos en la despolarización del BER fásico aumentan la probabilidad de que se alcance el umbral y se genere el potencial de acción. El aspecto y la frecuencia de los SPIKES se ven muy afectados por los agentes hormonales y los neurotransmisores. Cuanto mayor sea el número de SPIKES por ciclo BER, mayor será el grado de contracción muscular. La epinefrina, por ejemplo, disminuye notablemente los SPIKES e inhibe la contracción tal y como se muestra en la figura 7, mientras que la acetilcolina los estimula y promueve la contracción. Esto explica por qué no todas las fases del BER del músculo liso están asociadas con la contracción.

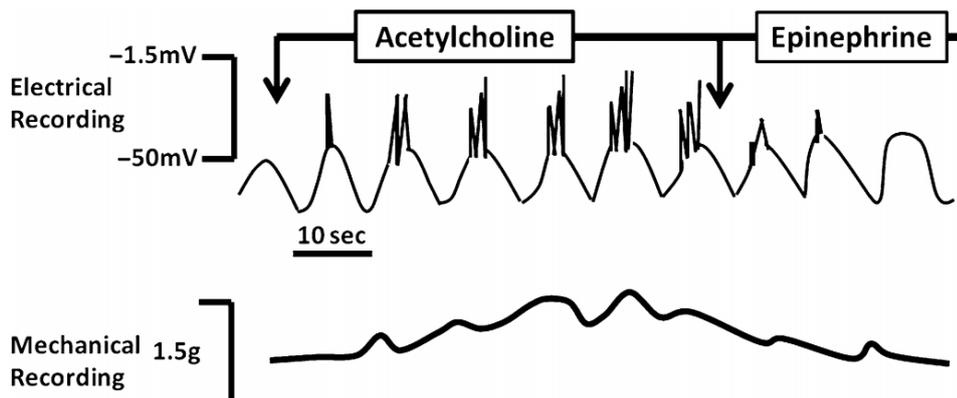


Figura 7: Regulación de la contracción del músculo liso. El aspecto y la frecuencia de los SPIKES se ven muy afectados por los agentes hormonales y los neurotransmisores. Cuanto mayor sea el número de SPIKES por ciclo BER, mayor es el grado de contracción muscular [6].

1.3. EGG de superficie

El electrogastrograma (EGG) es el registro no-invasivo de la actividad mioeléctrica gástrica mediante electrodos de contacto en la superficie abdominal en el estómago. Este método fue introducido por primera vez en 1922 por Walter Álvarez, redescubierto por Davis et al. en 1957 y popularizado a principios de 1990 [9] [10]. Típicamente, la metodología empleada consiste en la colocación de 4 electrodos distribuidos a lo largo del abdomen, con otros dos electrodos adicionales, a modo de referencia y masa respectivamente tal y como se muestra en las figuras 8 y 9, pudiendo incrementar el número de canales añadiendo electrodos adicionales.

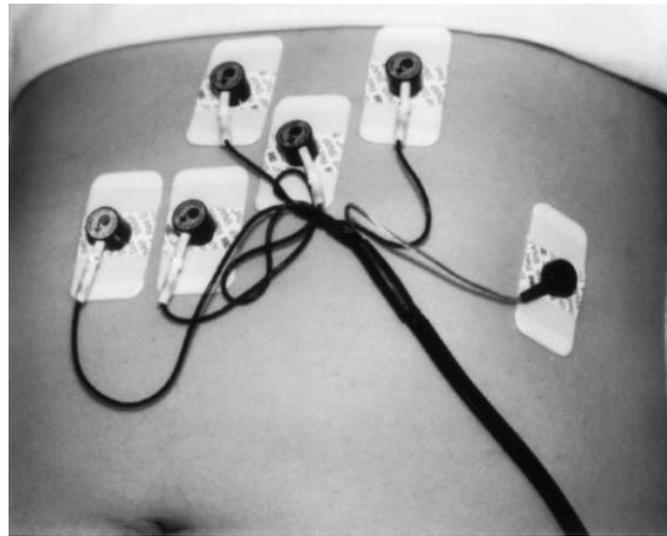


Figura 8: Posición múltiple de electrodos en el abdomen. El electrodo más cercano al xifoides está conectado a cada uno de los 4 electrodos colocados a lo largo del eje gástrico, produciendo 4 señales de electrogastrograma bipolar (BIP-EGG). El electrodo en el costado izquierdo es el electrodo de tierra. Extraído de [11].

Hasta la fecha, los registros bioeléctricos en superficie abdominal de la actividad estomacal se han realizado principalmente con electrodos convencionales (electrodos de disco) en configuración bipolar, reportándose únicamente la captación de la onda lenta gástrica en sujetos humanos.

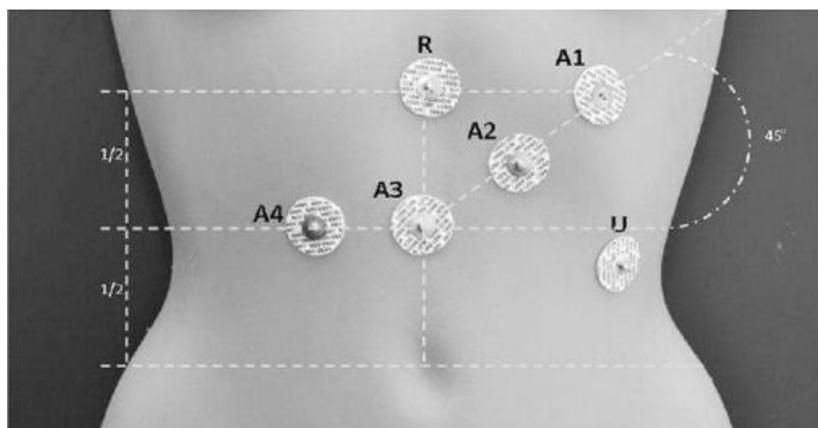


Figura 9: Disposición típica de los electrodos para un registro EGG de 4 canales, siendo los electrodos A1-A4 los electrodos de señal, R el electrodo de referencia y U el electrodo de tierra. Extraído de [12].

La electrogastrografía es capaz de detectar arritmias gástricas, es decir, ondas de frecuencia rápida (taquigastrias) y ondas de frecuencia lenta (bradigastrias) como las que se muestran en la figura 10. En un electrogastrograma normal pueden existir cortos períodos de ambos, pero que deben ser menos de 30% de la actividad mioeléctrica global para descartar indicios de alteración significativa en su correcto funcionamiento. La mayoría de los autores estima como normal un registro que posea sobre 70% de ondas entre 2,3 y 3,7 cpm, tanto en el período pre como postprandial (antes y después de la ingesta) [2].

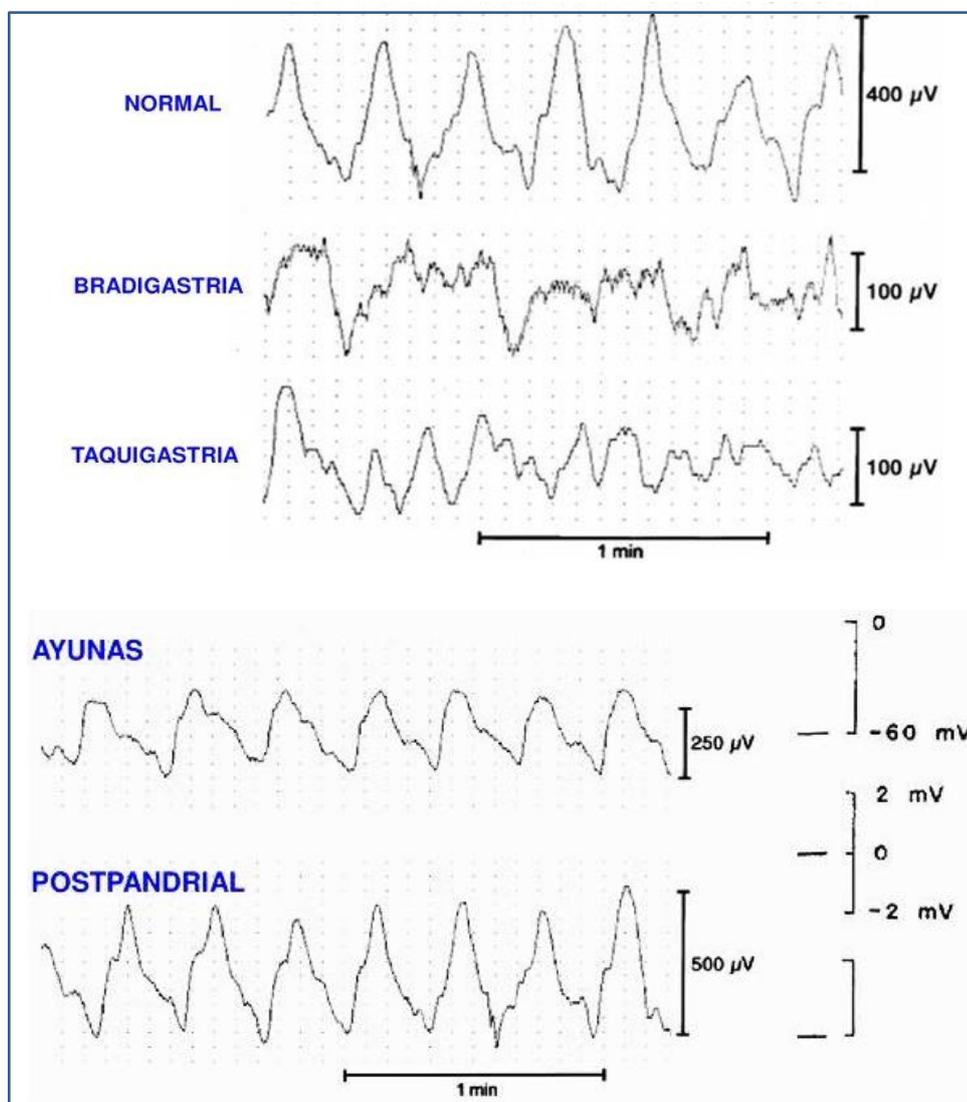


Figura 10: (a) Variación morfológica en estado de bradigastria y taquigastria respecto a un EGG estándar. Se puede apreciar una disminución de la amplitud en ambos casos, así como una disminución y aumento respectivamente en la cantidad de cpm. (b) Variación del EGG en periodo pre (ayunas) y postprandial, aumentando la amplitud y manteniendo el número de cpm. Extraído de [14].

No obstante, la actividad de la onda lenta es muy variable a nivel morfológico. Es por ello que se requiere a la hora de estudiar la señal EGG un análisis en profundidad más allá de la morfología dado que no existen cambios morfológicos demasiado acentuados, centrándose así en otros parámetros como el espectro de frecuencias dominantes. En general, la frecuencia dominante de las ondas lentas se determina realizando la transformada rápida de Fourier de corto plazo (STFFT) o utilizando un método de modelado autorregresivo (AR). Para estos métodos, los espectros se calculan por segmentos de 1 a 4 min de longitud [12].

El rango de interés de la señal EGG se encuentra entre los 0.5 y los 9 cpm, lo cual sería un rango de entre 0.0083 y 0.15 Hz, muy inferior si lo comparamos con la mayoría de los registros extracelulares [15]. Este rango es el que se considera fisiológicamente interesante dado que una gran parte de los picos que tienen lugar en la señal EGG abarcan rangos superiores e inferiores al de los 2-4 cpm (como es el caso de la taquigastria y la bradigastria, introducidas anteriormente). Por otra parte, existe evidencia en cuanto a la correlación entre las alteraciones de las ICC y algunos trastornos de la motilidad. La pérdida o daños a estas redes se asocian con una serie de patologías y alteraciones en el funcionamiento normal de la actividad estomacal [16].

El MMC ha acaparado el interés de los investigadores de la motilidad gastrointestinal dado que se trata de la única actividad motora intestinal cíclica. Por ello se puede emplear como herramienta de predicción de eventos fisiológicos y patológicos, así como para estudiar efectos farmacológicos [17]. Es por ello que el gradiente de frecuencia de la onda lenta es una característica fundamental para una motilidad gástrica adecuada. Si éste se viera perturbado o se desacoplara, se inhibiría la propagación normal de la contracción peristáltica del cuerpo al píloro, lo que resultaría en arritmia o gastroparesia en el estómago [18].

Tabla 1: Definición de las frecuencias básicas del EGG

Normal	Picos en el rango de frecuencia entre 2 y 4 cpm
Normal con armónicos	Picos en el rango de frecuencia entre 2 y 4 cpm con picos en múltiplos exactos de la frecuencia fundamental
Bradigastria	Picos en el rango de frecuencia entre 1 y 2 cpm con ausencia de picos en el rango normal
Taquigastria	Picos en el rango de frecuencia entre 4 y 10 cpm con ausencia de picos en el rango normal
Ruido/ Sin señal	Ausencia de picos definidos o múltiples picos en es espectro con variaciones bruscas de la BER y artefactos

La **gastroparesia** es una alteración crónica de la motilidad gástrica en la que se produce un retraso en el vaciamiento de los alimentos desde el estómago hacia el intestino delgado en ausencia de obstrucción mecánica [17] [18] y viene caracterizada por la desorganización de la perístasis antral sumado a la alteración de la electrofisiología y la transmisión neural [16]. Dicho trastorno generalmente se asocia a los pacientes con diabetes tipo I y II (*gastroparesia diabética*), aunque también puede ser consecuencia de lesiones derivadas de cirugías abdominales (*gastroparesia post-quirúrgica*), como cuando se seccionan los nervios (*vagotomía*), cuando se extirpa una parte (*gastrectomía parcial*), o en intervenciones sobre el esófago o los pulmones en las que, de forma accidental, se lesionan los nervios que regulan el funcionamiento del estómago [19].

El nervio vago, cuya función es la de inervar la musculatura estomacal, puede verse dañado por verse expuesto a niveles muy elevados de glucosa en sangre sumado a otros cambios químicos en el cuerpo. Por último, se encuentra la gastroparesia idiopática, término que se le atribuye cuando no existe un diagnóstico concluyente respecto a su origen [20] que suele ser en aproximadamente un 50% de los casos [21].

Por otra parte, se busca la demostración de una serie de síntomas de retención gástrica (vómito, mareos, náuseas, saciedad precoz o plenitud, sensación de distensión y dolor abdominal) tras haber excluido otras etiologías posibles, como bien pudieran ser la obstrucción intestinal tras una

endoscopia [22]. A nivel EGG, los pacientes con gastroparesia pueden tener desde arritmias gástricas muy marcadas hasta una actividad normal de 3 cpm [23].

La **dispepsia funcional** es una enfermedad común pero vagamente definida como síndrome clínico. Se puede definir como una serie de síntomas abdominales, episódicos o persistentes, a menudo relacionados con la alimentación. Estos síntomas incluyen malestar epigástrico o peri umbilical moderado, saciedad temprana, plenitud postprandial, hinchazón, regurgitación, náuseas y vómitos [24].

Sobre la base de la combinación de estos síntomas, varios investigadores han intentado subdividir la dispepsia funcional en tres categorías: dispepsia tipo dismotilidad, tipo úlcera y reflujo. El mecanismo fisiopatológico funcional de la dispepsia no está claro todavía, pero se sabe que viene arcado por una cierta hipomotilidad gástrica además de contracciones musculares descoordinadas, como aparece en la figura 11.

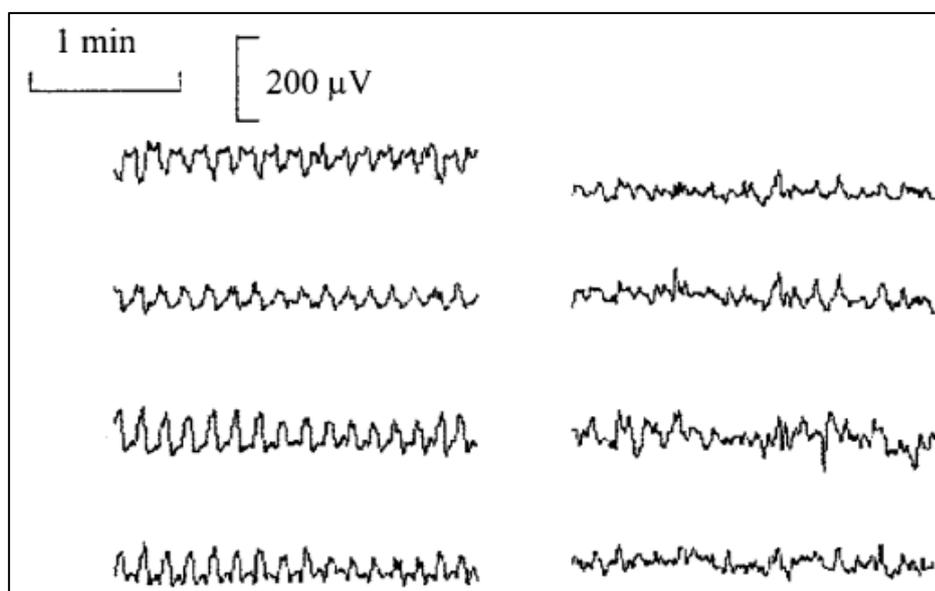


Figura 11: Registro EGG de un sujeto sano (izquierda) y de un paciente con dispepsia funcional (derecha). Extraído de [24].

El **síndrome de vómitos cíclicos** se caracteriza por episodios de vómitos intensos que no tienen causa aparente. Los episodios pueden durar horas o días siendo similares, lo que significa que tienden a comenzar a la misma hora, tienen la misma duración y se producen con los mismos síntomas e intensidad [25]. Puede ocurrir en todas las edades, aunque, a menudo, comienza en niños de 3 a 7 años. Si bien es más frecuente en niños, la cantidad de casos diagnosticados en adultos aumenta cada vez más.

En los estudios llevados a cabo hasta la fecha, se ha centrado el foco en las variaciones morfológicas de la señal EGG, observándose episodios de taquigastria pre y postprandial [26] además de una disminución en la variación de la amplitud después de la ingesta [27].

1.4. Problemática del EGG en superficie

La electrogastrografía de superficie ha entrado en los últimos años al campo de la aplicación clínica, efectuando estudios en numerosas patologías, como las que se introducían en el apartado anterior [14]. No obstante, a día de hoy la técnica cuenta con ciertas limitaciones dado que existe una cierta controversia entre la correlación de los parámetros temporales y espectrales del EGG y las patologías gástricas. Por ejemplo, aunque un EGG anormal suele implicar el vaciado gástrico retardado, un EGG normal no garantiza un vaciado gástrico normal (sensibilidad <50%).

En este aspecto, las últimas investigaciones centran sus esfuerzos en analizar la velocidad de propagación de la actividad gástrica mediante el registro multicanal del EGG de alta densidad (figura 12) para detectar las posibles irregularidades [28].

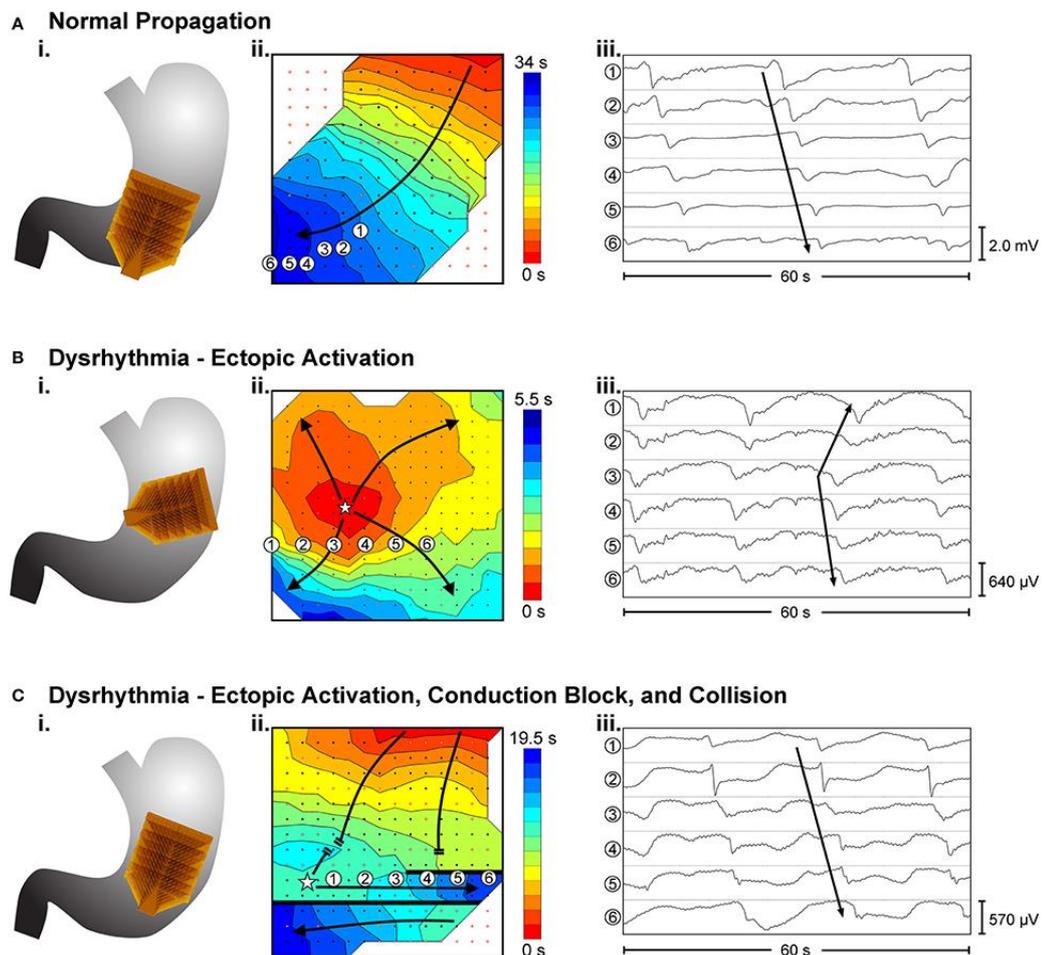


Figura 12: Ejemplos de mapeo de alta resolución de ondas lentas gástricas in vivo sobre la serosa. Se pueden observar la colocación de la matriz de electrodos, la activación de las ondas lentas y su representación en el EGG, respectivamente para los tres casos. Extraído de [28].

No obstante, la estimación de la velocidad de conducción depende de la dirección de la propagación de la actividad gástrica en relación con la disposición de electrodos y su precisión puede verse afectada por la pobre resolución espacial de los electrodos de disco convencionales empleados en los registros de EGG debido al efecto de emborronamiento del volumen conductor.

En este contexto, en la literatura se han propuesto los electrodos concéntricos anulares (CRE) para mejorar la resolución espacial de registro no-invasivo de señales bioeléctricas, por ejemplo, el electrocardiograma (ECG), electromiograma, electroencefalograma y electroenterograma. Se presentan como una alternativa para mejorar la baja resolución espacial de los registros [29], además de estimar de manera más precisa el potencial laplaciano y ser capaces de obtener una actividad eléctrica más localizada que los convencionales [30] además de información de la densidad de corriente ortogonal a la superficie del cuerpo. Se ha confirmado que la señal ECG captada mediante la colocación de CRE en la posición V1 permite enfatizar la actividad auricular, la onda P (Prats Boluda et al. 2018).

Asimismo, se ha demostrado que el uso de este tipo de electrodos permite reducir las interferencias fisiológicas en el registro de señales bioeléctricas. Por ejemplo, la literatura apunta que el registro del electroenterograma adquirido con los CRE presenta un mayor ratio señal-interferencia respiratoria y cardíaca que el registro simultáneo captado con electrodos de disco convencionales. Hasta la fecha de hoy, no se ha reportado el uso de CRE para la captación de la actividad mioeléctrica gástrica.

Dentro de las técnicas mediante CRE existen diferentes configuraciones en función de la ubicación de los electrodos, como por ejemplo la de tipo BC, con un disco central y un anillo exterior, o como la de tipo TCR y TCB, con dos anillos en lugar de uno. Mientras que los BC cuentan con una mayor amplitud y una menor resolución espacial, en los de tipo TCR y TCB sucede a la inversa, tal y como se muestra en la figura 13.

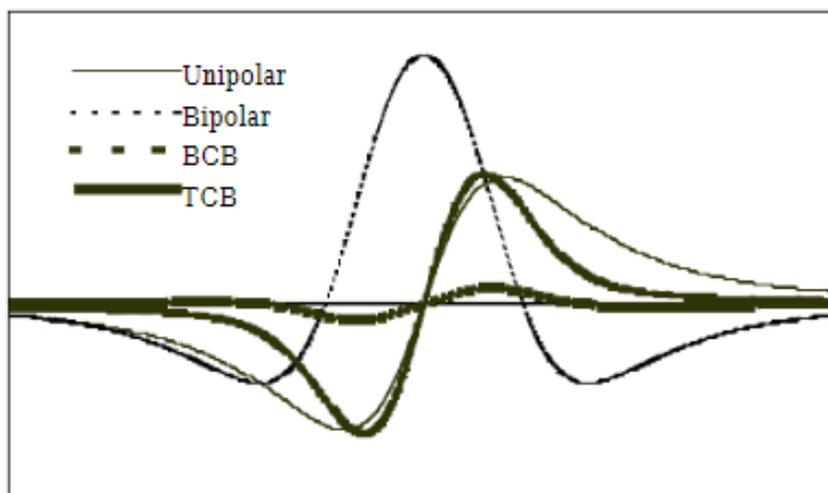


Figura 13: Respuesta a frente de onda para las diferentes configuraciones. Extraído de [31].

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Diariamente, de las urgencias recibidas en los hospitales y centros asistenciales, un 10% hacen referencia a alguna patología gastrointestinal. Disponer de una técnica capaz de efectuar un diagnóstico precoz y que al mismo tiempo resulte no-invasiva permitiría reducir sustancialmente tanto los costes asociados como la morbilidad del propio paciente.

El electrogastrograma (EGG) permite obtener el registro de la actividad mioeléctrica gástrica de manera no invasiva mediante electrodos de contacto en la superficie abdominal en el estómago. Dado que se trata de una técnica simple y segura, abre la posibilidad al diagnóstico de anomalías en la motilidad gástrica. Sin embargo, a día de hoy existe una cierta controversia entre la correlación de los parámetros temporales y espectrales del EGG y las patologías gástricas.

Más allá del estudio de la morfología, se está haciendo foco en parámetros como la frecuencia dominante o la propagación de la actividad gástrica. Para ello, es necesaria la obtención de un registro con una buena resolución espacial, reduciendo lo máximo posible la cantidad de ruido registrada. La literatura y recientes estudios sugieren los electrodos concéntricos anulares como alternativa para solucionar dicha problemática, pudiendo así mejorar la calidad del registro y evitando el efecto de *blurring* de los electrodos de disco convencionales.

Por consiguiente, el objetivo del presente trabajo es determinar la posibilidad de captar de forma no-invasiva la actividad mioeléctrica asociada a la onda lenta gástrica mediante electrodos concéntricos anulares, y comparar las características de las mismas con las adquiridas con electrodos de disco convencionales.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En esta sección se procede a explicar los materiales y métodos utilizados para conseguir los resultados del apartado siguiente. Se divide en materiales (instrumentación, tipo de datos y cómo se han obtenido) y los métodos aplicados sobre esta información.

3.1. Materiales

3.1.1. Pacientes

Se han realizado 12 sesiones de registro en sujetos sanos (4 mujeres y 8 hombres), con edades de entre 18 a 42 años y con diferentes pesos y estaturas, todos ellos en estado de ayunas de como mínimo 8 horas, sin ingesta de alimento o líquido. A continuación se detallan las principales características bioestadísticas de los sujetos registrados.

Tabla 2: Principales parámetros bioestadísticos de la muestra de N=16 pacientes voluntarios.

Sesión	Sexo	Edad	Peso (Kg)	Altura (cm)
1	Masculino	22	87	172
2	Femenino	22	50	162
3	Masculino	22	65	183
4	Masculino	29	61	176
5	Femenino	21	50	165
6	Femenino	24	78	170
7	Femenino	39	53	158
8	Masculino	42	85	176
9	Masculino	18	60	180
10	Masculino	22	64	174
11	Masculino	18	64	180
12	Masculino	23	65	176
Total (media \pm desv. Típica)		25,16\pm7,72	65,17\pm12,4	172,67\pm7,65

Todos los voluntarios han sido informados sobre la naturaleza del estudio, el protocolo de registro y han dado su consentimiento.

3.1.2. Sala de registro

Las sesiones de registro se han realizado en la unidad de Bioelectrónica del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B), en la Ciudad Politécnica de la Innovación (CPI) de la Universitat Politècnica de València (UPV). En ella, se encuentra una sala que dispone de una jaula de Faraday (ver figura 14) y una camilla para que los pacientes se puedan tumban, además de instrumentación adicional para hacer posible el registro, como amplificadores, tarjeta de adquisición de datos y cables que se mencionarán más adelante.



Figura 14: Jaula de Faraday junto a la camilla y demás instrumental de registro

3.1.3. Electrodo monopolar

Para cada paciente, se han empleado dos electrodos de Ag/AgCl Kendall™ Medi-Trace® 230 Series para la captación de la señal bioeléctrica. Como se verá adelante, se coloca un electrodo de Ag/AgCl en la cadera derecha que sirve de electrodo de masa. El otro electrodo de Ag/AgCl se coloca en la zona media entre el esternón y el plexo solar que sirve de electrodo de referencia para los registros bipolares. Además, posee una capa de hidrogel sólido para mejorar el contacto entre la piel y el electrodo.



Figura 15: Electrodo de disco autoadhesivo desechable. Extraído de [32]

3.1.4. Electrodo concéntricos anulares (CRE)

Dada la baja amplitud de la señal EGG de superficie, en este trabajo se ha utilizado la configuración bipolar-concéntrico para la estimación del potencial laplaciano. Específica se ha utilizado los CRE comercializados por SpesMedica, como el que aparece en la figura 16. Éstos poseen un diámetro de anillo exterior de 42 mm y de disco central de 16 mm, ambos con salida tipo snap y con una capa autoadhesiva de gel sólido impregnado que facilita su fijación con la superficie.

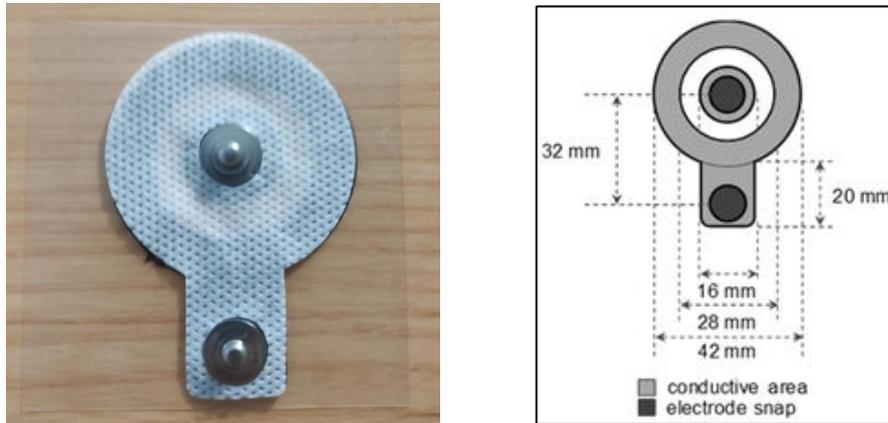


Figura 16: A) CRE empleado, conformado por un Disco interior y por un Anillo exterior.
B) Especificaciones del electrodo en cuanto a dimensiones y zonas conductoras.

3.1.5. Sensor de respiración

Dado que el registro de EGG es susceptible de contaminarse por la interferencia respiratoria que presenta una frecuencia muy próxima a la actividad gástrica, en este trabajo se ha realizado registros simultáneos de EGG con la respiración. Para ello, se ha utilizado un sensor 1401G de Grass, mostrado en la figura 17, que es reutilizable, flexible y se coloca en la parte inferior de las fosas nasales. Produce una señal proporcional al flujo de aire inspirado y expirado. El sensor está compuesto por termopares, de modo que las variaciones de temperatura detectadas proporcionan una pequeña tensión de salida la cual puede ser amplificada.



Figura 17: Sensor de respiración 1401G de Grass. Extraído de [33].

3.1.6. Accesorios para la preparación de la piel

Para reducir la impedancia de la piel, es precisa la eliminación de las capas más externas de ésta, de manera que se logre una captación óptima de la señal. Para ello, se empleó crema exfoliante (Nuprep) como el que aparece en la figura 18. Una vez exfoliada la zona en la que se colocarán los electrodos, se aplica alcohol de uso médico (95%) para la eliminación que cualquier resto posible. En el caso de los sujetos varones con vello en la zona donde se colocarán los electrodos, es necesaria una depilación previa.

Por último, para garantizar una conductividad óptima de la señal en la interfaz piel-electrodo, se aplicó una capa de gel electrolítico (Signa gel) a cada uno de los electrodos, tanto monopares como concéntricos anulares. Es importante aplicarla con cuidado en estos últimos, puesto que al tratarse de electrodos diferenciales (anillo exterior menos anillo interior) puede generarse cortocircuito y no ser posible la obtención la señal.



Figura 18: Gel electrolítico, crema exfoliante, discos de algodón y alcohol.

3.1.7. Sistemas de adquisición y almacenamiento de los datos

Se ha configurado un sistema que permite registrar simultáneamente, visualizar y almacenar las siguientes señales: 3 registros bipolares del EGG obtenidos mediante electrodos de disco (3 canales), 3 registros bipolares concéntricos de EGG (BC-EGG) mediante electrodos concéntricos anulares y respiración, todas ellas ajustadas con amplificadores comerciales P511 de Grass y conectadas a la tarjeta de adquisición de datos.

3.1.7.1. Amplificadores de Grass

Cada uno de los amplificadores posee tres terminales diferentes: G1 como terminal positivo, G2 como terminal negativo y COM que sería la toma de tierra. Todos ellos cuentan con una ganancia variable, que en función de la señal a registrar, permite ser modificada, oscilando entre los valores de 50 y 200000 V/V.

Gracias a dos switchers diferentes, podemos elegir la ganancia del amplificador entre x10 y x1000 y el valor de ésta entre seis posiciones diferentes: 5, 10, 20, 50, 100, 200. Además, cuentan con una elevada impedancia de entrada junto a un ancho de banda del filtro analógico de entre 0,01 y 10KHz lo cual los hace ideales para el registro de señales biomédicas.



Figura 19: Amplificador Grass P511 y terminales de conexión para cada canal (G1, G2 y COM).

3.1.7.2. Tarjeta de adquisición de datos

Para la digitalización de los datos procedentes de los amplificadores de Grass se utiliza una tarjeta de adquisición (DAQ) modelo NI USB-6229 BNC de National Instruments, como la que se muestra en la figura 20.

Algunas de las características más destacables dentro de las especificaciones técnicas que podemos nombrar son:

- 32 entradas analógicas diferenciadas, con una resolución de 16 bits y frecuencia de muestreo de 250 kS/s.
- 4 salidas analógicas de alta resolución de 16 bits y una frecuencia de muestreo de 833 kS/s.
- Salida USB, para facilitar la conexión de la tarjeta al ordenador.

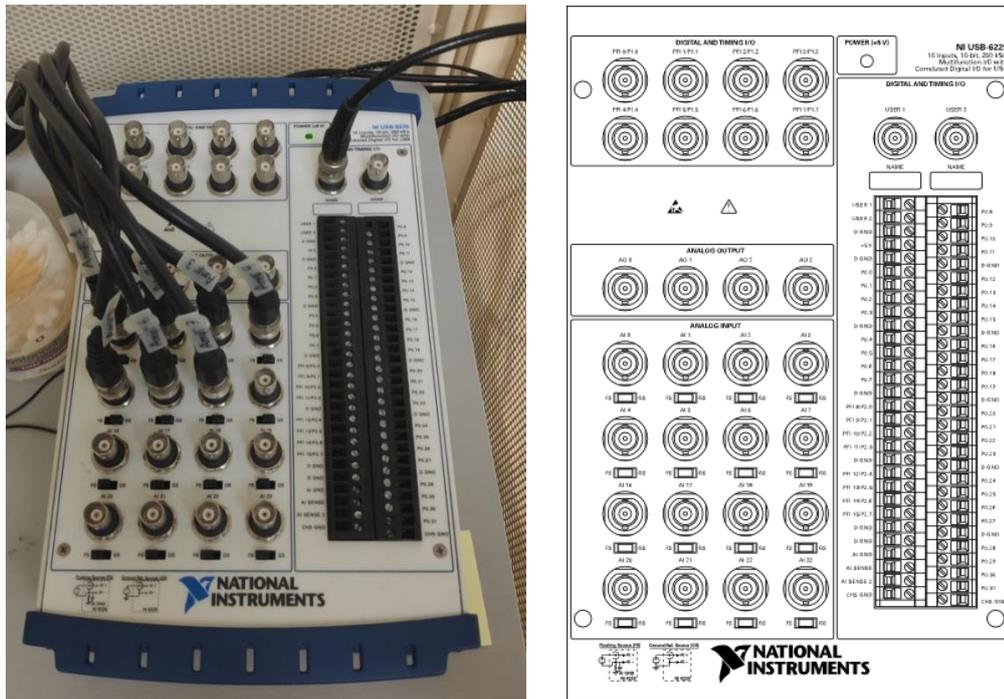


Figura 20: Tarjeta de adquisición digital NI USB-6229 BNC y diagrama de conexiones/terminales.
Extraído de [34].

3.1.8. Software de LABView

El programa de adquisición de datos se ha desarrollado mediante LABView 2018 en un ordenador Lenovo ThinkPad con un SO de Windows 10 de 64bits, procesador i7-4600U CPU 2.69 GHz y 8GB de memoria RAM. Éste se encuentra dividido en dos etapas:

Por una parte, tenemos el menú inicial en el cual podemos definir tanto el identificador del paciente como la ruta del fichero para el almacenamiento de datos y diversos parámetros bioestadísticos como los mostrados anteriormente en el apartado 3.1.1 que el programa almacena junto con la información referente al sistema de adquisición (frecuencias de corte y ganancias) en formato de texto (.txt)

Por otra, la segunda interfaz permite la monitorización y visualización de la evolución temporal de todos los canales utilizados (tamaño de venta de 60 s) como así visualizar también del identificador de cada voluntario, la dirección de almacenamiento de las señales elegida anteriormente y el tiempo transcurrido de la sesión. Todas las señales adquiridas se han almacenado en bloques de 2 minutos en formato .dat, lo cual permitirá su posterior unión en un único archivo y su tratamiento con MatLab R2018b. Teniendo en cuenta la dinámica relativamente lenta de la señal EGG, se ha muestreado las señales a 100Hz, por tanto cada fichero contiene 12000 muestras por canal.

Path datos
C:\Registros

Adq **ADQ** Fin **FIN**

Datos del paciente

Fecha: 20/03/19
3 caract.: Pv11
Sexo: Hombre
Edad: 22
Estatura (cm): 182
Peso: 68
Fumador (cigdia): 3
Diabético: No
Profesión: Estudiante

Intervenciones quirúrgicas: No
Enfermedades cardiovasculares: No
Enfermedades gastrointestinales: No/s
Enfermedades infecciosas: No
Medicamentos/drogas: No

Descripción canales de registro

Ch0: Bip1
Ch1: Bip2 Ganancia: 1
Ch2: Bip3 Ganancia: 1
Ch3: BC1 Ganancia: 1
Ch4: BC2
Ch5: BC3
Ch6: Respiración Ganancia: 1
Ch7: NC Ganancia: 1
Ch8: NC Ganancia: 1
Ch9: NC

Ganancia Amplificadores Grass

G0: 5000 G4: 10000
G1: 5000 G5: 10000
G2: 5000 G6: 10000
G3: 10000

Rango tarjeta

R0: 10 R5: 10
R1: 10 R6: 10
R2: 10 R8: 10
R3: 10 R7: 10
R4: 10 R9: 10

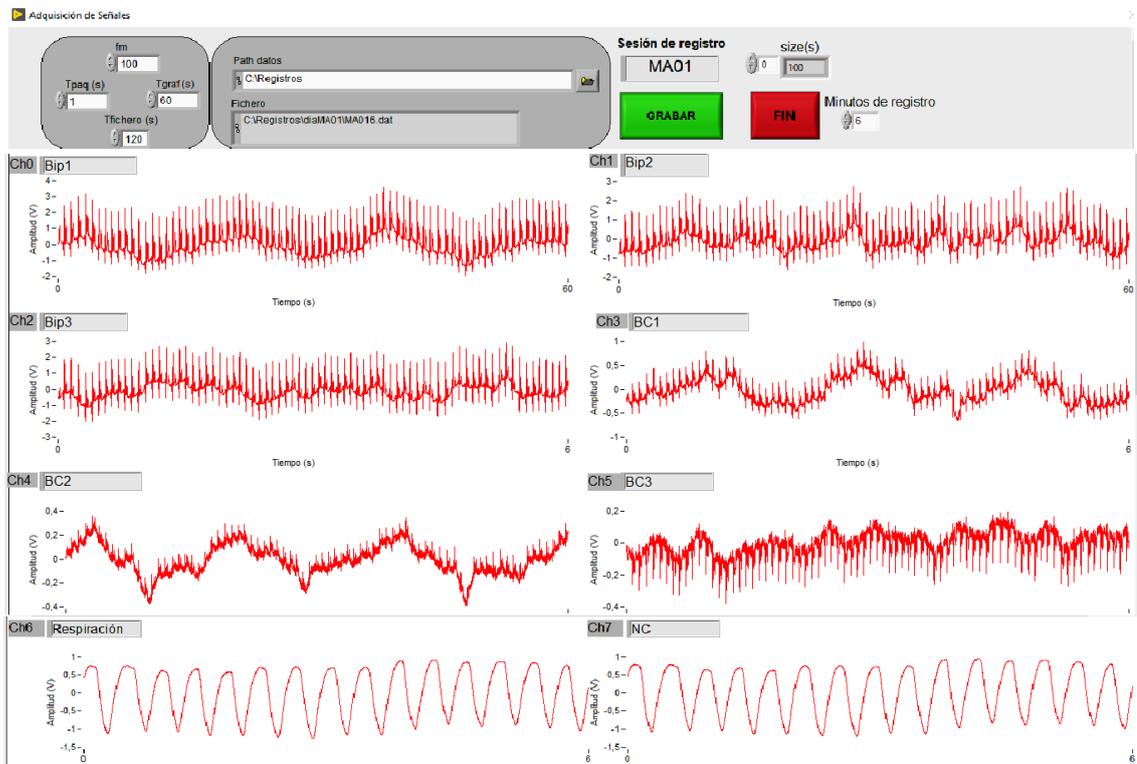


Figura 21: Interfaz gráfica de adquisición de datos. Por una parte, el menú de inicio donde se introducen los datos del paciente, así como la ruta de guardado o las ganancias. Por otra, la representación simultánea de los diferentes canales de las señales EGG adquiridas en el dominio temporal.

En el siguiente esquema se muestra cómo quedaría todo el registro en conjunto, desde la obtención de la señal hasta la digitalización de los datos.

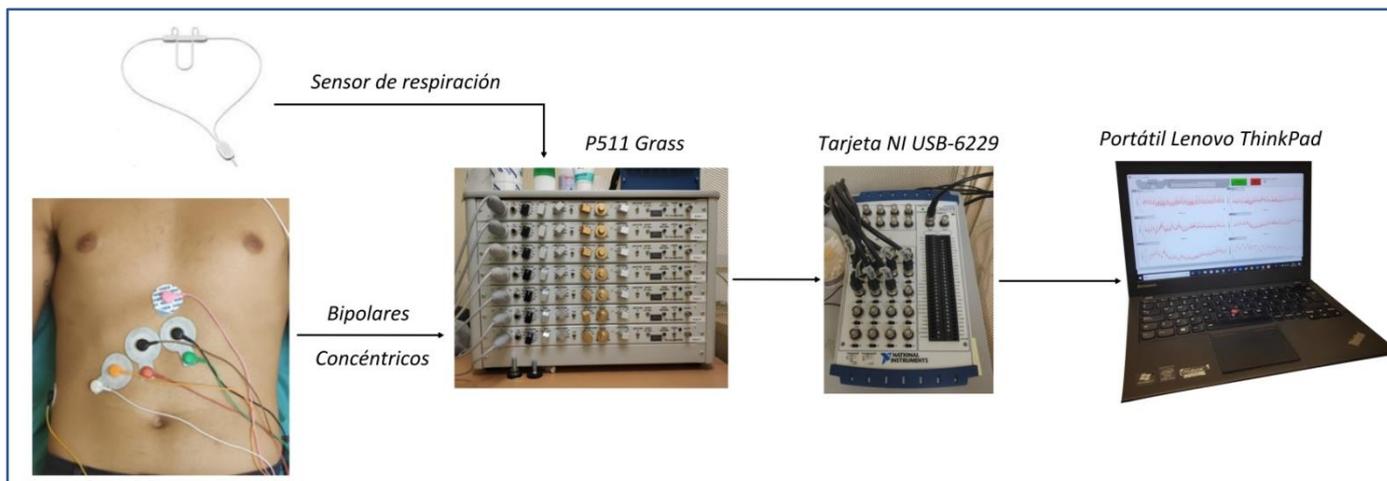


Figura 22: Esquema del sistema de registro, adquisición y almacenamiento en conjunto.

3.2. Métodos

3.2.1. Protocolo de registro

Antes de comenzar los registros, se ha rellenado un breve formulario con los parámetros bioestadísticos más relevantes de cada paciente (peso, altura, edad, etc.).

El protocolo comienza con la preparación de la piel para reducir su impedancia lo máximo posible en las zonas donde posteriormente se colocarán los electrodos (a grandes rasgos, la zona abdominal y la cadera derecha donde se colocará el electrodo de masa, como se muestra en la figura 23). Para ello, se exfolió la zona anteriormente mencionada con crema abrasiva Nuprep mediante discos de algodón para después retirar cualquier sobrante con alcohol de uso médico. Además, es necesario que los voluntarios con mucho vello en la zona indicada sean rasurados antes del registro (detalle que fue comunicado con antelación).

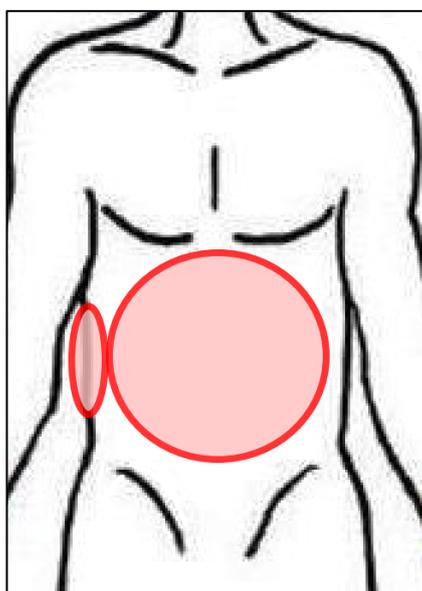


Figura 23: Zonas de registro y preparación de la piel

Una vez finalizada la preparación de la piel se procede a la colocación de los electrodos para la captación de la señal. Como se introducía en apartados anteriores, la colocación de los electrodos está basada en la literatura y en las diferentes configuraciones empleadas en estudios anteriores, sumado a la morfología de cada uno de los pacientes.

En primer lugar, se colocó uno de los electrodos de Ag/AgCl en la zona entre el plexo solar y la región final del esternón. A continuación, se colocaron los CRE en la zona abdominal paralela a la costilla derecha, evitando superponerse con ésta en pos de evitar artefactos o cualquier ruido derivado. Luego, se colocó el electrodo de disco de masa en la cadera derecha para, por último, colocar en sensor de respiración en las fosas nasales de manera que éste quede lo más inmóvil posible. En la figura siguiente puede apreciarse con más detalle la distribución de los electrodos:

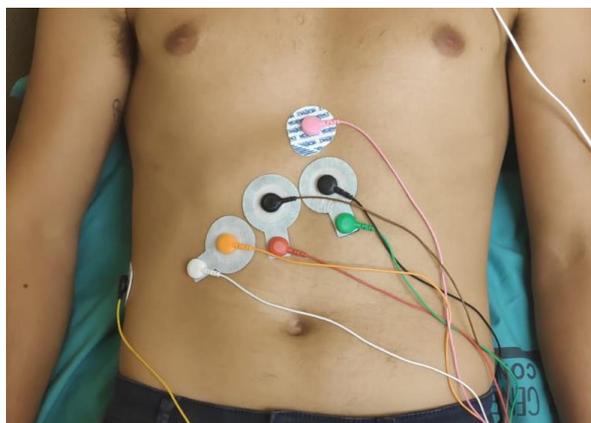


Figura 24: Colocación de los electrodos en la zona abdominal: 1-Electrodo monopolar M1 , 2-CRE1, 3- CRE2, 4- CRE3, 5- Electrodo monopolar M0 (masa)

Antes de proceder a los registros, es necesario conectar cada uno de los electrodos a su canal correspondiente. De este modo, el disco central de los CRE está conectado al terminal G1 de los tres primeros canales y el electrodo monopolar de referencia está conectado a los terminales G2, respectivamente, dando lugar a 3 registros bipolares de EGG (canal 0-2 del DAQ).

Por otra parte, para la obtención de 3 registros BC-EGGs, se conectan los anillos exteriores de los CRE al terminal G1 y los discos centrales (que anteriormente estaban conectados al terminal G1 de los canales 1-3) se conectan al terminal G2, dando lugar así a las señales BC1-3. El electrodo de tierra (monopolar de disco similar al anterior) puede conectarse a cualquier terminal GRN (masa).

Por último, el sensor de respiración posee dos conexiones (positiva y negativa) de modo que resulta indiferente cual se conecte a G1 y G2. Una vez configurado correctamente, cada uno de los amplificadores P511 está conectado directamente a la tarjeta NI USB 6229 mediante un cable coaxial a sus entradas analógicas (AI).

Tabla 3: Configuración y conexiones de los electrodos a los amplificadores P511 y la tarjeta de lectura NI USB 6229.

Canal	Terminal del Electrodo	Amplificador P511		NI USB 6229
		Entrada	Amplificador	
Canal 0 - BIP1	CRE 1 (disco)	G1	Amp 1	AI 0
	Monopolar 1 (M1)	G2		
Canal 1 - BIP2	CRE 2 (disco)	G1	Amp 2	AI 1
	Monopolar 1 (M1)	G2		
Canal 2 - BIP3	CRE 3 (disco)	G1	Amp 3	AI 2
	Monopolar 1 (M1)	G2		
Canal 3 - BC1	CRE 1 (anillo)	G1	Amp 4	AI 3
	CRE 1 (disco)	G2		
Canal 4 - BC2	CRE 2 (anillo)	G1	Amp 5	AI 4
	CRE 2 (disco)	G2		
Canal 5 - BC3	CRE 3 (anillo)	G1	Amp 6	AI 5
	CRE 3 (disco)	G2		
Canal 6 - Respiración	Masa (M0)	Com	Amp 7	AI 6
	Resp +	G1		
	Resp -	G2		

Una vez todos los electrodos están colocados correctamente y conectados a los amplificadores, el paciente se coloca sobre la camilla en posición de decúbito supino, lo más relajado posible, dejando un pequeño margen de 5 a 10 minutos para la estabilización de los electrodos sumado al ajuste de las ganancias de cada canal. Habiendo logrado esto, se procede al registro de la señal gástrica en ayunas durante 30 minutos de manera ininterrumpida.

Habiendo transcurrido los 30 minutos, se le proporciona al paciente una pequeña comida sólida por valor de 400kcal con un contenido de grasa menor del 30% junto a un vaso de agua. Es importante que la comida no tenga un porcentaje de grasa superior al 30%, puesto que esto puede afectar a la motilidad estomacal y al vaciamiento gástrico, retardándolos debido a la inducción de disritmia gástrica [15]. Cada voluntario es libre de regular el tiempo necesario para la ingesta del alimento proporcionado, dejando un pequeño margen de 5 a 10 minutos hasta que la actividad estomacal se estabilizase.

Por último, se procede al registro en estado postprandial de otros 30 minutos sin modificar ni la disposición inicial de los electrodos ni las ganancias elegidas para cada uno de los canales.

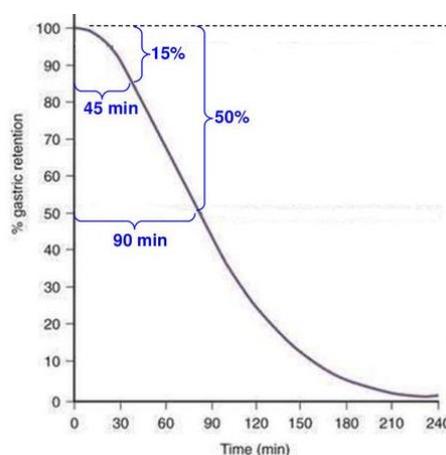


Figura 25: Relación entre el % de retención gástrica y el tiempo empleado tras la ingesta. [Extraído de Tougas G et al 2000-Assessment of gastric emptying using a low fat meal].

3.2.2. Tratamiento previo de la señal

A pesar de que el voluntario se encuentra en estado relajado durante el registro, es muy probable la presencia de artefactos de movimiento dado que se trata de registros relativamente largos. Por ello, antes de comenzar el análisis de datos, es necesario identificar visualmente y eliminar los segmentos de señal en los que se registren dichos artefactos de movimiento.

En la siguiente figura se puede apreciar un artefacto de movimiento registrado durante una de las sesiones. El criterio de asignación de artefactos consiste en la identificación visual de una variación muy superior en la amplitud y se entiende que éste ha concluido cuando la señal recupera su REB y su rango de amplitud antes de que se produjera la saturación. Esta eliminación de ciertos tramos genera una discontinuidad en la señal conjunta, lo cual requiere que el posterior análisis espectral se haga por tramos. Por otra parte, cabe destacar que la segmentación es común para todos los canales, de modo que eliminar un artefacto asegura su eliminación de manera global.

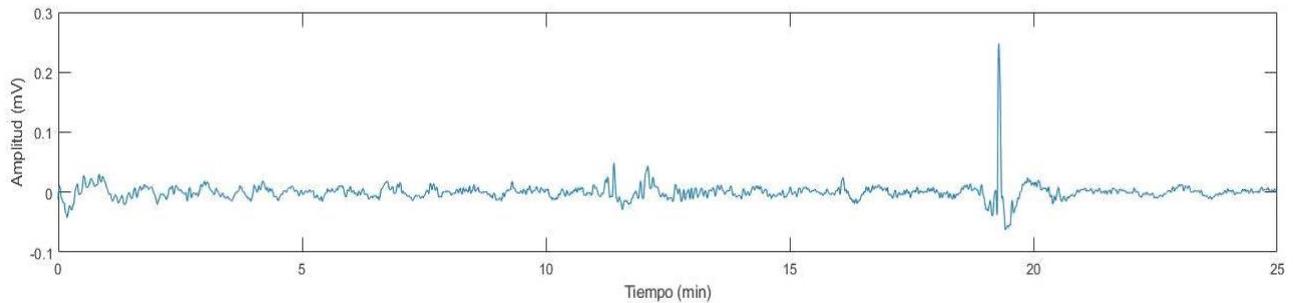


Figura 26: Ejemplo de artefacto registrado en el canal BC2 durante la sesión 1.

Dado que la actividad onda lenta gástrica distribuye su energía por debajo de 30 cpm, se ha realizado un filtro paso bajo de fase cero de Butterworth de orden 4 con la frecuencia de corte en 0.5 Hz. A continuación se ha diezmado la señal de 100 a 4 Hz.

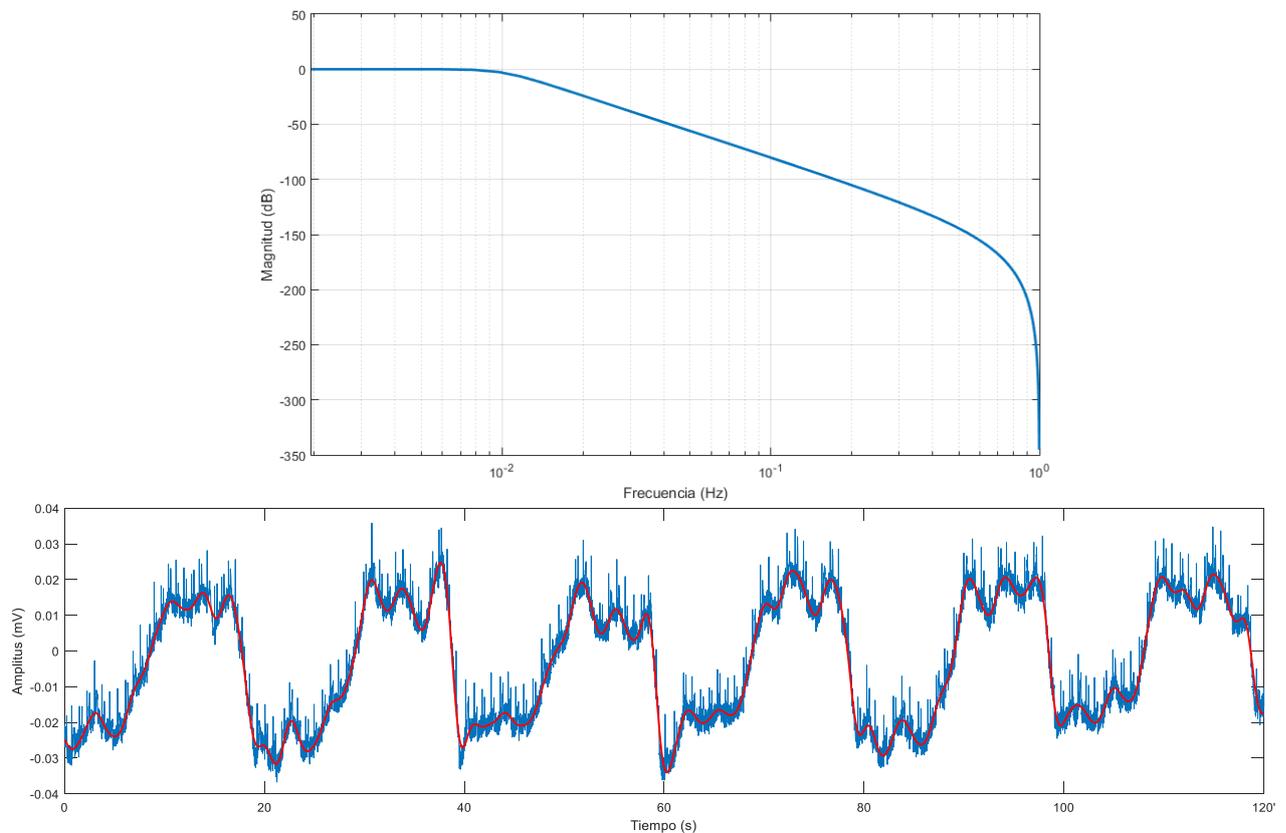


Figura 27: (a) Respuesta en frecuencia del filtro paso-bajo ($f_c=0.5$ Hz) Butterworth de orden 4.
(b) Eliminación de componentes de alta frecuencia mediante el filtro paso bajo. Azul: señal EGG cruda;
Rojo: señal EGG filtrada.

3.2.3. Análisis de datos

Dada la variabilidad inter-sujeto de la señal, el análisis espectral es fundamental para la caracterización de la señal EGG de superficie. En este trabajo, se ha realizado el análisis de los datos en ventanas de 120 segundos con un incremento del 50% tal y como se muestra en la figura 28, para las cuales se han definido una serie de parámetros temporales y espectrales para caracterizar la actividad de la onda lenta gástrica al igual que se han descrito las principales interferencias, como son la respiración o la actividad ECG.

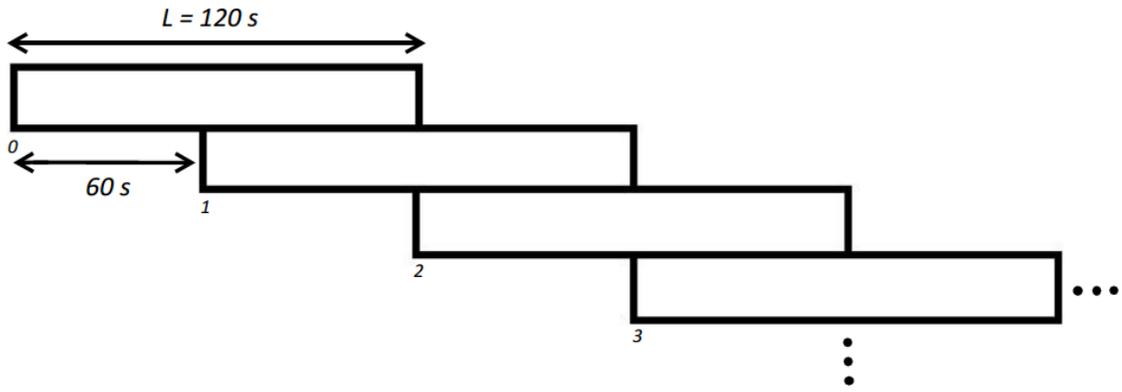


Figura 28: Análisis de la señal EGG mediante modelo AR con ventana móvil de 120 s con un incremento del 50%.

- **Amp_{EGG}:** Es el valor eficaz de la señal EGG. Para ello, se ha aplicado un filtro paso banda entre 0.6-9 cpm (Butterworth de orden 4) y se ha aplicado la media cuadrática:

$$Amp_{EGG} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}}$$

Donde $x_i, i=1\dots N$ es la señal EGG pre procesada.

- **F_{DOM}:** Definido como la frecuencia asociada al pico de mayor energía en la densidad espectral de potencia (en cpm). En este trabajo se ha utilizado los modelos autorregresivos (AR) de distinto orden (60, 90, 120, 150) puesto que son más indicados para registros EGG en humanos [38]. Concretamente se ha utilizado el método de covarianza para la obtención de la densidad espectral de potencia. Puesto que se trata de pacientes sanos, se ha acotado la localización de la FDOM entre 2 y 4 cpm. Se determinará el orden óptimo de los modelos AR como aquel que permite obtener un mayor porcentaje de tiempo en el que se ha encontrado una frecuencia pico en el rango de 2-4 cpm (%F_{DOM}) y una menor variación de la frecuencia pico entre ventanas consecutivas (VM), siendo estos parámetros definidos más adelante. En el caso de no producirse, se asigna un valor nulo NaN (no representa valor).

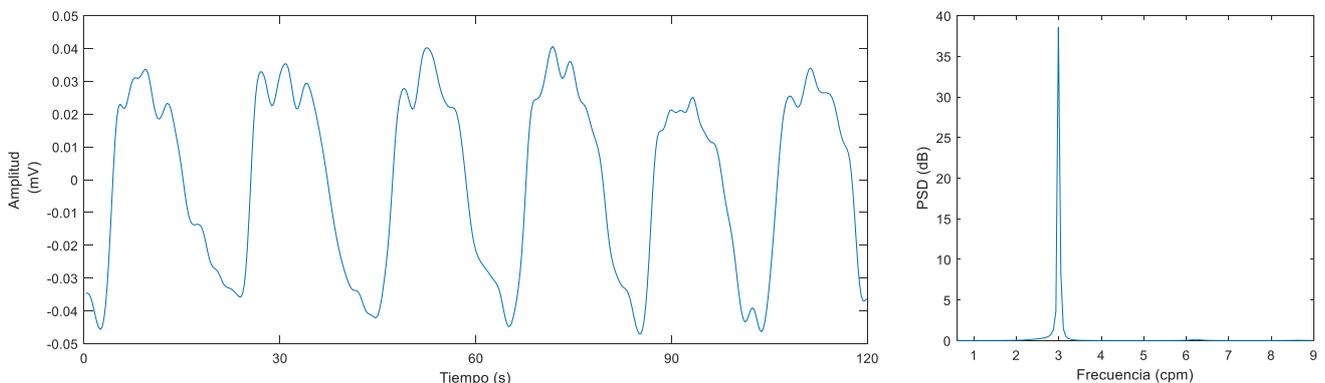


Figura 29: Resultado al pasar del dominio temporal al dominio frecuencia en la primera ventana de integración (120 s) de uno de los registros. Se puede apreciar que la distribución de las frecuencias dominantes se encuentra en su totalidad en 3 cpm para este tramo. Sesión 5♀

- **S/I_{ECG}**: Definido como el ratio entre la potencia de la señal Amp_{EGG} calculada anteriormente con el valor eficaz de la interferencia estimada de la señal ECG. En este trabajo, se considera interferencia de ECG la señal por encima de 1 Hz, es decir, la señal resultante tras aplicar el filtro paso alto de Butterworth de orden 4 con una frecuencia de corte de 1Hz a la señal EGG pre procesada. Este segundo parámetro ha sido obtenido en el dominio temporal:

$$S/I_{ECG}(dB) = 20 \cdot \log\left(\frac{Amp_{EGG}}{ECG_{RMS}}\right)$$

- **S/I_{RESP}**: Definido como el ratio entre la potencia de la señal EGG en el rango de la onda lenta (0.6 y 9 cpm) y la potencia en el rango de la respiración. En este trabajo, se considera la interferencia respiratoria la potencia comprendida entre la frecuencia dominante de la señal de respiración DF_{RESP} ±1 cpm. Para ello, primero se obtiene la densidad espectral potencia de la señal EGG y señal de respiración mediante el método no paramétrico: periodograma con ventana Hamming. A continuación se calcula la frecuencia dominante de la señal de respiración adquirida DF_{RESP}, con el que se estima la potencia de la interferencia respiratoria contenida en la señal EGG :

$$S/I_{Resp}(dB) = 10 \cdot \log\left(\frac{Power_{EGG}^{9\text{ cpm}}_{0.6\text{ cpm}}}{Power_{EGG}^{DF_{RESP}+1\text{ cpm}}_{DF_{RESP}-1\text{ cpm}}}\right)$$

Además de los parámetros anteriores, se han computado los siguientes parámetros para cada canal de cada sesión de registro (1 valor/canal/sesión)

- **%F_{DOM}**: Definido como el ratio entre el número de ventanas en las que han obtenido un máximo entre 2 y 4 cpm respecto del total de ventanas de señal analizadas para cada uno de los canales. El caso ideal sería obtener un 100%.
- **VM**: Definida como el promedio de la variación de la frecuencia dominante en el rango de 2 a 4 cpm entre ventanas consecutivas, donde F_{DOM_i} es la frecuencia dominante de la señal de EGG y M el número de ventanas:

$$VM = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M |F_{DOM_{i+1}} - F_{DOM_i}|$$

Para determinar la existencia de diferencias significativas de los parámetros anteriores (Amp_{EGG}, F_{DOM}, S/I_{ECG}, S/I_{RESP}) tanto entre los registros bipolares como los registros BCs se han realizado el test Wilcoxon pareado (α=0.05) (Bip1 vs. BC1, Bip2 vs BC2, Bip3 vs BC3). Asimismo para cada canal de registro (Bip1-3 y BC1-3) se han analizado si existe diferencia estadísticamente significativa en los parámetros anteriores entre ayunas y postingesta. Para ello, se ha utilizado el test Wilcoxon no-apareado (α=0.05) dado que el número de ventanas de señal analizables puede no coincidir en ayunas y en postingesta.

4. RESULTADOS

4.1. Registros en EGG de superficie

Tal y como se introdujo en apartados anteriores, se realizaron 3 registros bipolares EGG simultáneamente con 3 registros BC-EGGs mediante tres electrodos concéntricos anulares (CRE) y la señal de respiración. En las figuras 30 y 31 se muestran ventanas de 5 minutos del registro en crudo de los sujetos 5 y 11 en ayunas y en postingesta, respectivamente. Los tres primeros canales se corresponden con la señal bipolarizada (BIP 1-3), seguido de la señal obtenida de los CRE, haciendo la diferencia entre anillo exterior y disco interior (BC 1-3). Por último, se muestra la señal respiratoria.

Visualmente, se puede apreciar una señal de aproximadamente 3cpm en los canales Bip1, Bip2, BC1 y BC2. En el caso de los canales Bip3 y BC3 la presencia de la actividad gástrica es menos evidente, lo cual podría verse condicionado por la ubicación del electrodo, captando mucha menos señal en comparación al resto.

Para ambos registros, se aprecia un orden de magnitud de aproximadamente 0,25-0,5 mV en los canales BIP y 0,05-0,1 mV en los canales BC tanto en ayunas como postingesta, siendo el orden en los registros bipolares mayor que en los BCs. En el sujeto 5 no se aprecian interferencias respiratorias evidentes, además de haber una interferencia ECG más acentuada en los canales BIP.

En el sujeto 11 sí que se aprecian ciertas interferencias respiratorias, apreciables sobre todo en el inicio de los canales BC2 y BC3 y en el final del canal BC1. La interferencia de la señal ECG de nuevo se ve más acentuada en los registros BIP.

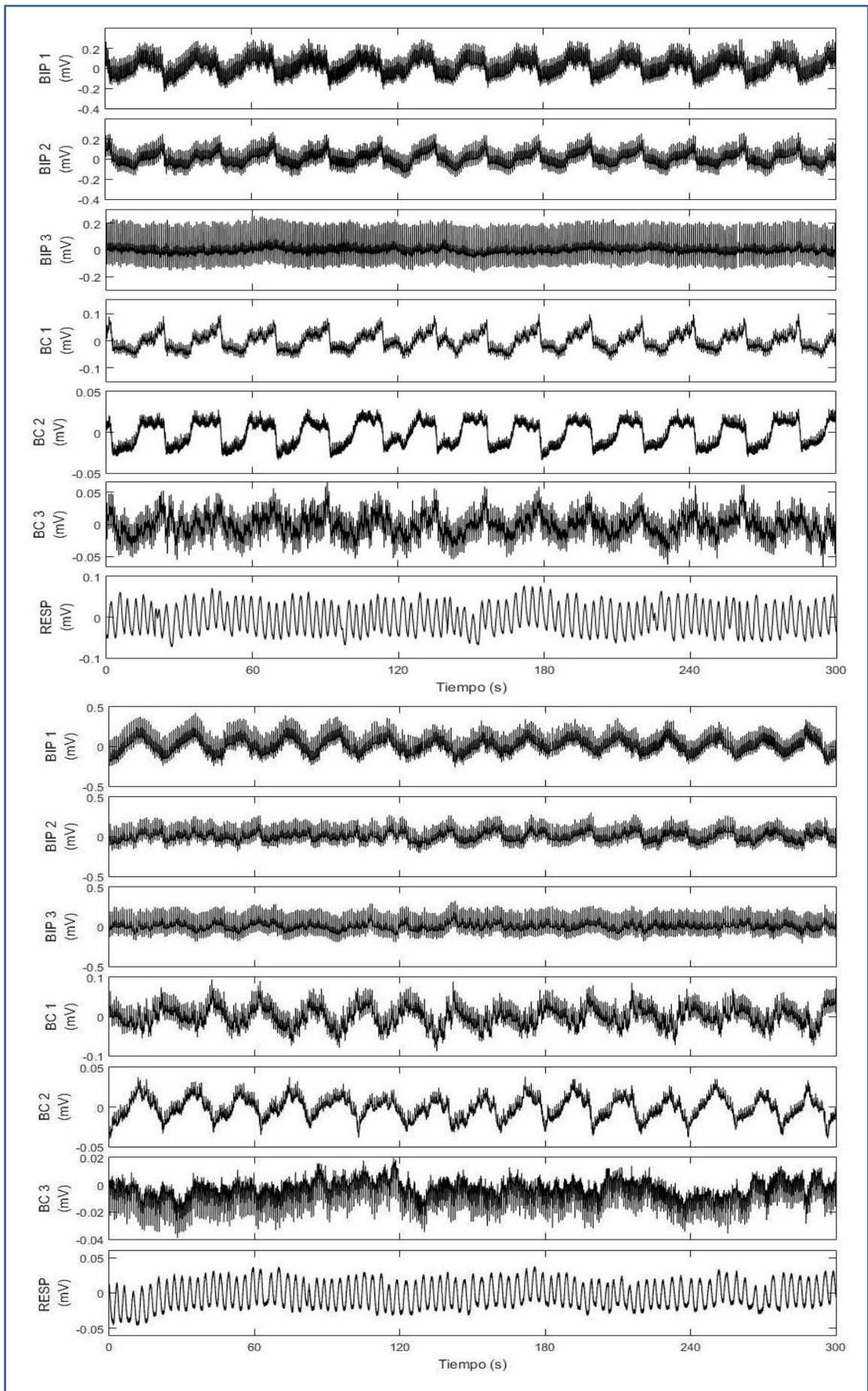


Figura 30: Cinco minutos de registro simultáneo adquirido en el sujeto 5♀ en ayunas y postingesta: Bipolares (BIP 1-3), Concéntricos Anulares (CR 1-3) y respiración (RESP)

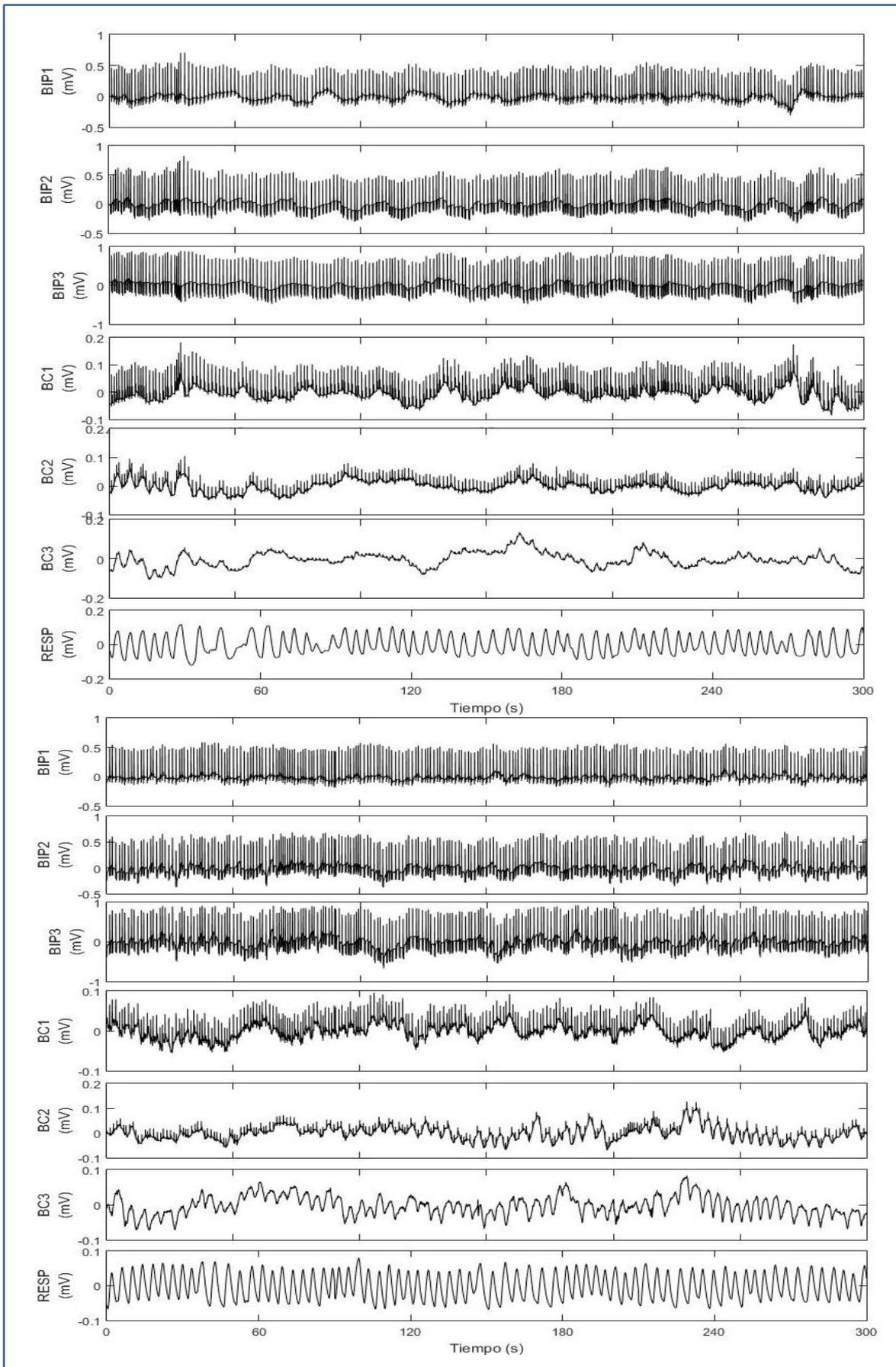


Figura 31: Cinco minutos de registro simultáneo adquirido en el sujeto 11♂ en ayunas y postingesta: Bipolares (BIP 1-3), Concéntricos Anulares (CR 1-3) y respiración (RESP)

4.2. Interferencia respiratoria y ECG

Tal y como se introducía anteriormente, una de las interferencias fisiológicas que más afectan al registro de la señal electrogastrográfica es la actividad cardíaca, sumado a la propia respiración. La figura 32 muestra la comparativa entre los diferentes canales en estado de pre y postingesta para el ratio S/Int_{RESP} , con unos valores promedio en tornos a los 12-13 dB, además de tener todos ellos una elevada variabilidad.

Además, no se encontraron diferencias significativas entre el registro bipolar convencional y el registro mediante CRE pre y pos ingesta en un mismo canal. Además, el gráfico de media y desviación estandar muestra una distribución similar. Por otra parte, no obstante, existe una cierta variabilidad entre el canal BIP1 y el BC1 a la hora de comprobar si existe una variación significativa, pero en su conjunto no existe relevancia.

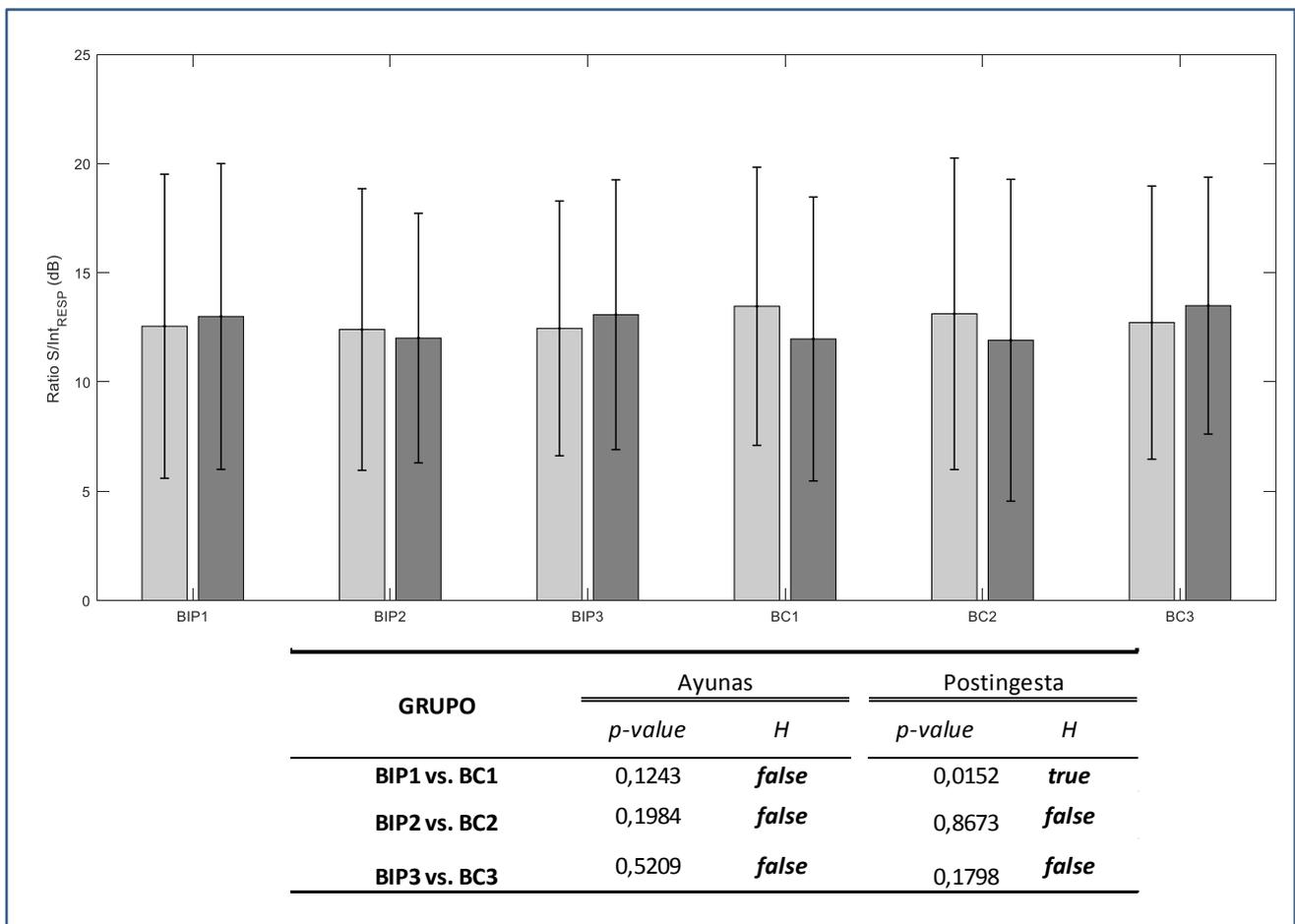


Figura 32: (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/Int_{RESP} (dB) para cada uno de los canales en ayunas y postingesta, respectivamente. (b) Resultados del Test Wilcoxon apareado para $\alpha=0.05$.

Por otra parte, la figura 33 muestra la variación del ratio S/Int_{ECG} de nuevo en estado de pre y postingesta, observándose una clara diferencia en cuanto al orden de magnitud de los registros bipolares, con unos valores promedio entre los -5 y -1 dB frente a los registros BC, que presenta unos valores entre aproximadamente 4 y 10 dB. De nuevo, todos ellos presentan una elevada variabilidad.

Aquí se encontraron diferencias significativas entre los electrodos bipolares y los CRE. En el gráfico de media y desviación estándar se observa claramente una mejora en la atenuación de la interferencia cardíaca respecto al bipolar convencional.

Además, el resultado del test Wilcoxon nos indica que existe evidencia estadística suficiente para rechazar la hipótesis nula y afirmar que existe una variación importante entre los BIP y los BC, con valores muy inferiores al valor $\alpha=0.05$ de referencia.

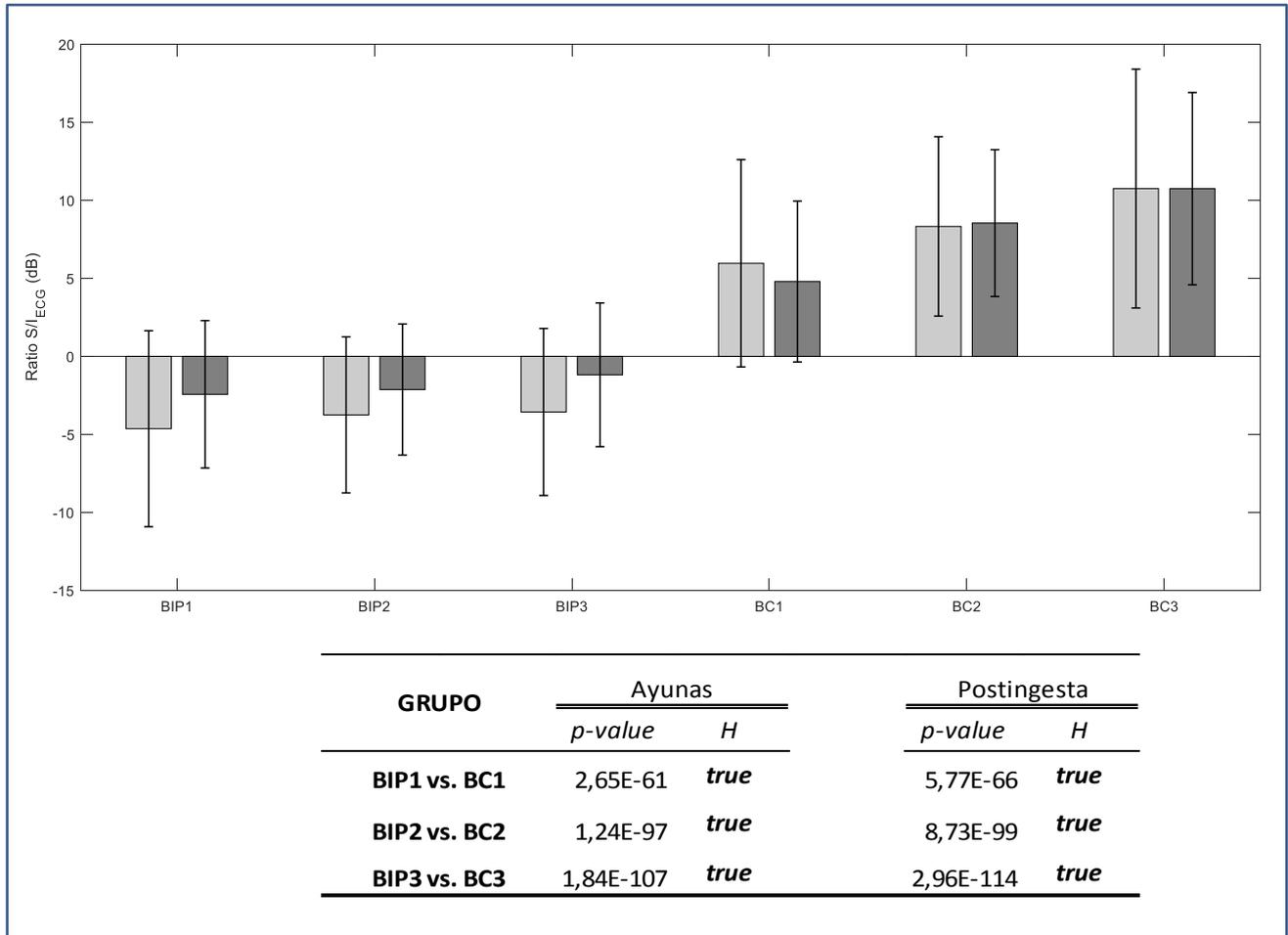


Figura 33: (a) Gráfico de media y desviación estándar de S/Int_{ECG} (dB) para cada uno de los canales en ayunas y postingesta, respectivamente. (b) Resultados del Test Wilcoxon apareado para $\alpha=0.05$.

Por todo esto, se puede afirmar que en comparación con los electrodos de disco, los CRE presentan una mayor inmunidad frente a la interferencia de la señal ECG pero no presentan ninguna ventaja en términos de interferencia respiratoria.

4.3. Ratios de % F_{DOM} y VM para el orden del modelo AR

Tal como se mencionó en el apartado de métodos, se ha seleccionado como orden óptimo de los modelos AR aquel que permite obtener un mayor %F_{DOM} y un menor VM. Como se puede apreciar en la tabla 4, existe una mejora progresiva del %F_{DOM} conforme se incrementa el orden del modelo además de reducirse la desviación estándar. No obstante, tanto el orden 120 como el orden 150 han obtenido %F_{DOM} por encima del 85% en los 3 registros bipolares y BCs. En comparación con el orden 120, el orden 150 ha obtenido un %F_{DOM} ligeramente superior.

Tabla 4: Media±Desviación estándar de %F_{DOM} para los diferentes ordenes de modelo AR en estado de Pre y Pos ingesta respectivamente para cada uno de los canales.

Orden	BIP1		BIP2		BIP3	
	Pre	Pos	Pre	Pos	AYUNAS	COMIDA
60	38,384 ± 33,59	58,304 ± 24,24	38,244 ± 25,94	65,382 ± 25,57	39,938 ± 13,68	48,331 ± 12,98
90	80,968 ± 17,37	85,473 ± 11,65	78,104 ± 15,42	88,542 ± 11,77	77,762 ± 5,57	83,447 ± 6,90
120	94,168 ± 8,66	94,009 ± 4,35	92,5 ± 8,86	93,039 ± 5,76	90,406 ± 6,12	95,547 ± 4,92
150	97,334 ± 3,84	97,213 ± 4,68	94,832 ± 6,19	96,536 ± 3,32	95,834 ± 5,14	99,166 ± 1,86

Orden	BC1		BC2		BC3	
	Pre	Pos	Pre	Pos	AYUNAS	COMIDA
60	33,058 ± 10,21	34,376 ± 13,31	34,288 ± 12,74	36,275 ± 13,84	19,292 ± 9,56	39,246 ± 18,17
90	85,51 ± 8,01	84,003 ± 11,94	79,172 ± 8,19	83,467 ± 12,05	75,712 ± 8,22	90,103 ± 7,46
120	93,62 ± 4,43	91,874 ± 7,13	89,494 ± 7,33	89,11 ± 9,36	87,684 ± 6,75	94,379 ± 4,43
150	92,786 ± 5,22	97,311 ± 1,60	93,542 ± 3,25	94,439 ± 6,59	90,006 ± 7,36	98,685 ± 1,80

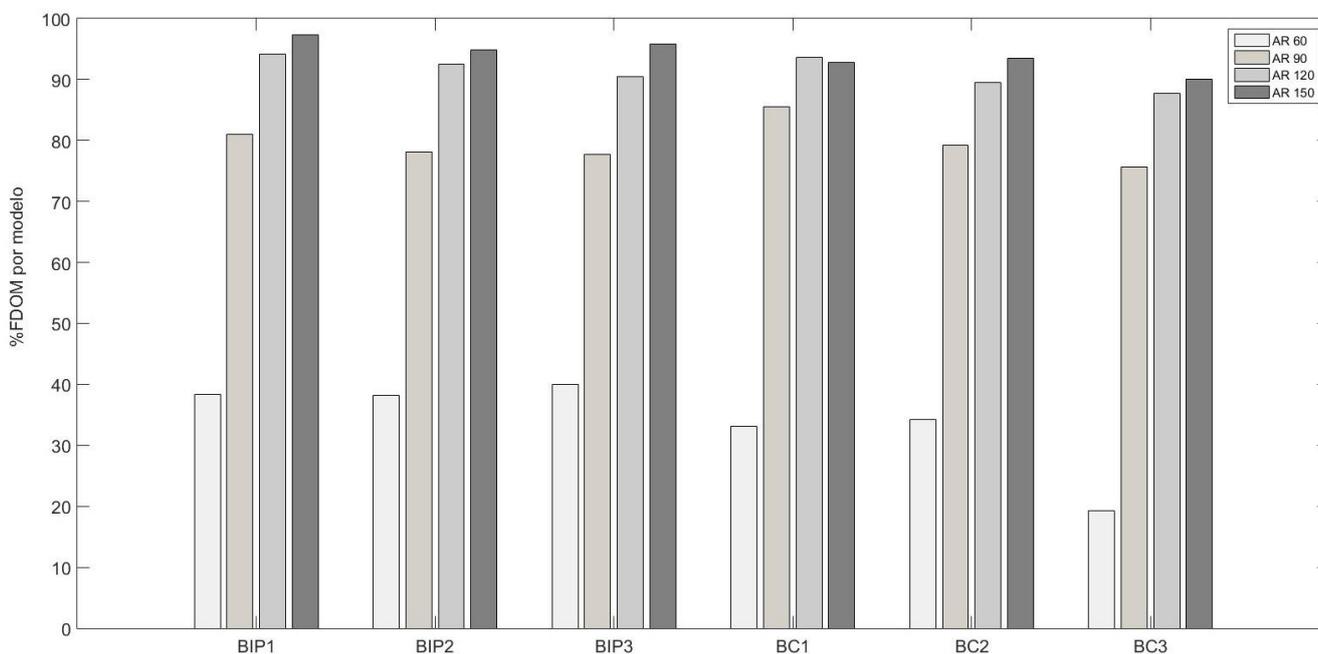


Figura 34: Gráfico de media y desviación estándar para los distintos órdenes del modelo AR en cada canal en estado de ayunas. Se observa una clara tendencia de mejora conforme éste incrementa.

Continuando con la VM, tal y como se muestra en la tabla 5, se observó que orden 120 presentaba valores muy inferiores al del resto de órdenes, tanto en valor de media como en el de desviación estándar, con valores de $0,275 \pm 0,075$ y $0,294 \pm 0,121$ en el canal BIP1 en ayunas y post ingesta (respectivamente) en comparación a otros órdenes para el mismo canal.

Representando la VM de cada canal como se muestra a continuación en la figura 35, existe una clara disminución de la VM tal y como se introducía anteriormente. Por lo tanto, el orden 120 es el orden óptimo para caracterizar la actividad onda lenta gástrica ya que proporciona un $\%F_{DOM}$ por encima del 85% y la menor VM.

Tabla 5: Media \pm Desviación estándar de la VM para los diferentes órdenes de modelo AR en estado de ayunas (gris) y post ingesta respectivamente.

Orden	BIP1	BIP2	BIP3	BC1	BC2	BC3
60	$0,504 \pm 0,215$	$0,536 \pm 0,232$	$0,528 \pm 0,134$	$0,602 \pm 0,263$	$0,706 \pm 0,145$	$0,726 \pm 0,474$
	$0,638 \pm 0,283$	$0,44 \pm 0,16$	$0,496 \pm 0,162$	$0,582 \pm 0,178$	$0,794 \pm 0,195$	$0,668 \pm 0,156$
90	$0,396 \pm 0,180$	$0,334 \pm 0,126$	$0,366 \pm 0,087$	$0,428 \pm 0,085$	$0,506 \pm 0,065$	$0,588 \pm 0,150$
	$0,462 \pm 0,187$	$0,376 \pm 0,129$	$0,48 \pm 0,227$	$0,488 \pm 0,156$	$0,52 \pm 0,156$	$0,432 \pm 0,078$
120	$0,275 \pm 0,075$	$0,226 \pm 0,094$	$0,316 \pm 0,102$	$0,305 \pm 0,106$	$0,373 \pm 0,148$	$0,479 \pm 0,097$
	$0,294 \pm 0,121$	$0,294 \pm 0,157$	$0,311 \pm 0,119$	$0,334 \pm 0,170$	$0,357 \pm 0,026$	$0,453 \pm 0,154$
150	$0,502 \pm 0,154$	$0,6 \pm 0,254$	$0,542 \pm 0,165$	$0,522 \pm 0,107$	$0,636 \pm 0,165$	$0,698 \pm 0,160$
	$0,42 \pm 0,139$	$0,506 \pm 0,174$	$0,522 \pm 0,163$	$0,57 \pm 0,150$	$0,556 \pm 0,080$	$0,562 \pm 0,142$

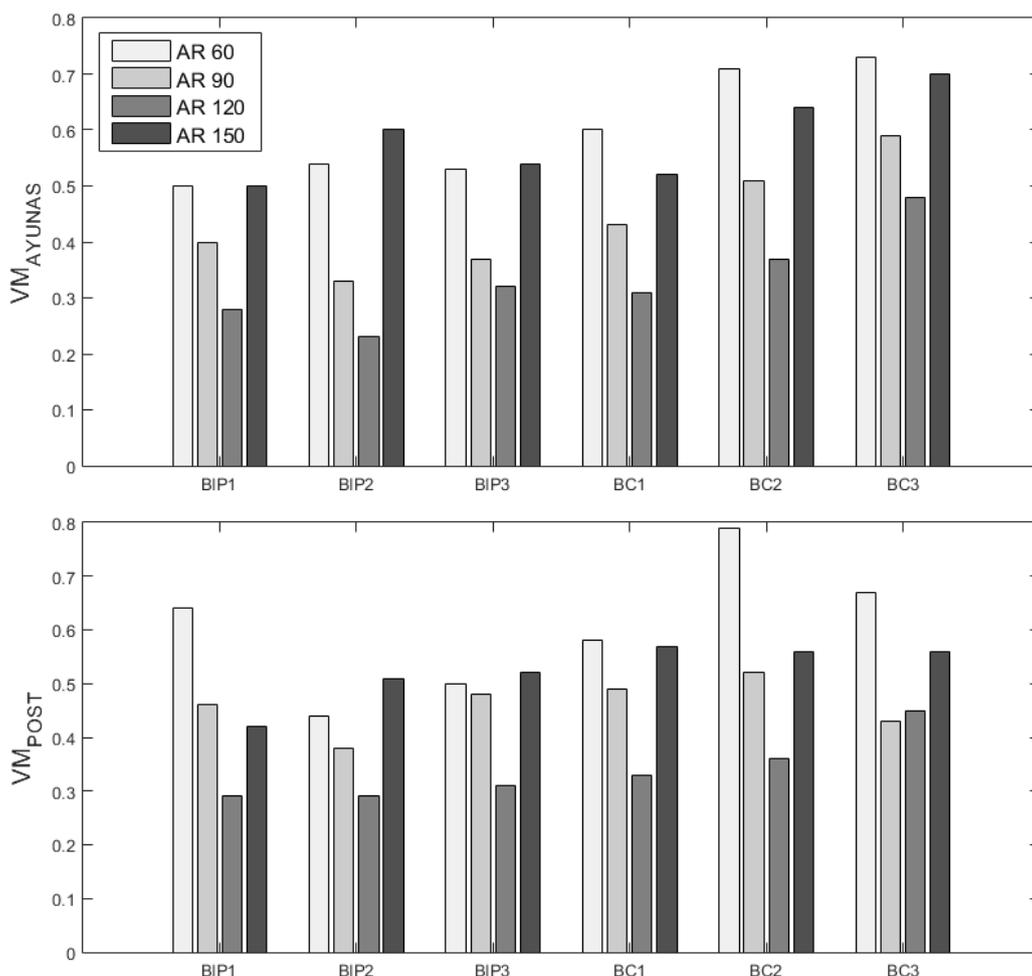


Figura 35: Diagrama de barras de la VM promedio para cada canal en ayunas y postingesta para los distintos órdenes del modelo AR

4.4. Amplitud de la actividad onda lenta gástrica

La amplitud de la actividad onda lenta gástrica captada con los CRE es del orden de 0,04 mV, lo cual es significativamente menor que la obtenida con los electrodos de disco (en torno a 0,09 mV). En la figura 36 se muestra la amplitud de la actividad de la onda lenta gástrica en ayunas y en postingesta, pudiéndose apreciar un aumento estadísticamente significativo de la amplitud después de la ingesta para todos los canales, a excepción el canal BC3.

Por otra parte, la variación de amplitud que presenta BIP3 es mucho mayor que la de BIP1 y BIP2, lo cual puede ser debido a la existencia de una mayor distancia inter electrodo. Estos resultados concuerda con otros autores que postulan que la ingesta de un menú sólido de aproximadamente 400 kcal con un porcentaje de grasa inferior al 30% resulta en un aumento tanto de la amplitud de las ondas lentas gástricas [15].

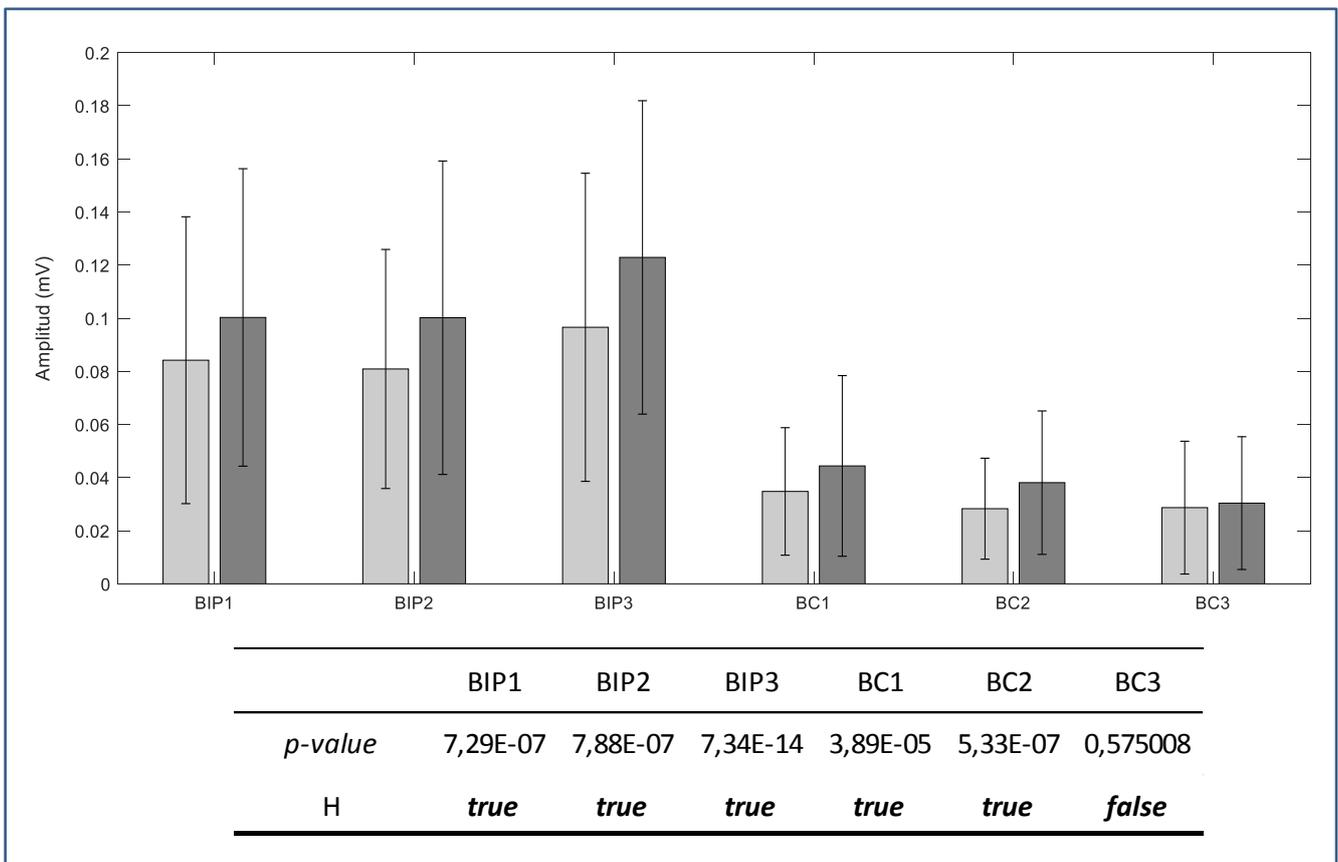


Figura 36: (a) Gráfico de media y desviación estándar de la amplitud para cada canal. (b) Resultados del test Wilcoxon. Se muestra que existe variación global significativa.

4.5. Frecuencias dominantes (DF)

Como se ha podido observar en las figuras dentro del apartado 4.1. resulta complicado identificar la onda lenta mediante simple inspección visual. Por ello, se realizó un análisis espectral sobre ventanas de tamaño 120 segundos con un solape del 50%. En la figura 37 se ilustra un ejemplo del resultado de la PSD con modelo AR de orden 120 para una ventana de análisis, permitiendo así la identificación de las diversas componentes energéticas. Se puede apreciar cómo las frecuencias dominantes se agrupan en torno a los 3 cpm (región verde) para los registros BIP y BC. En el canal 7 se aprecia como la frecuencia dominante de la respiración (región roja) se agrupa en torno a los 16 cpm. Además, se pueden apreciar interferencias respiratorias tanto en el canal BIP2 como en el canal BC1.

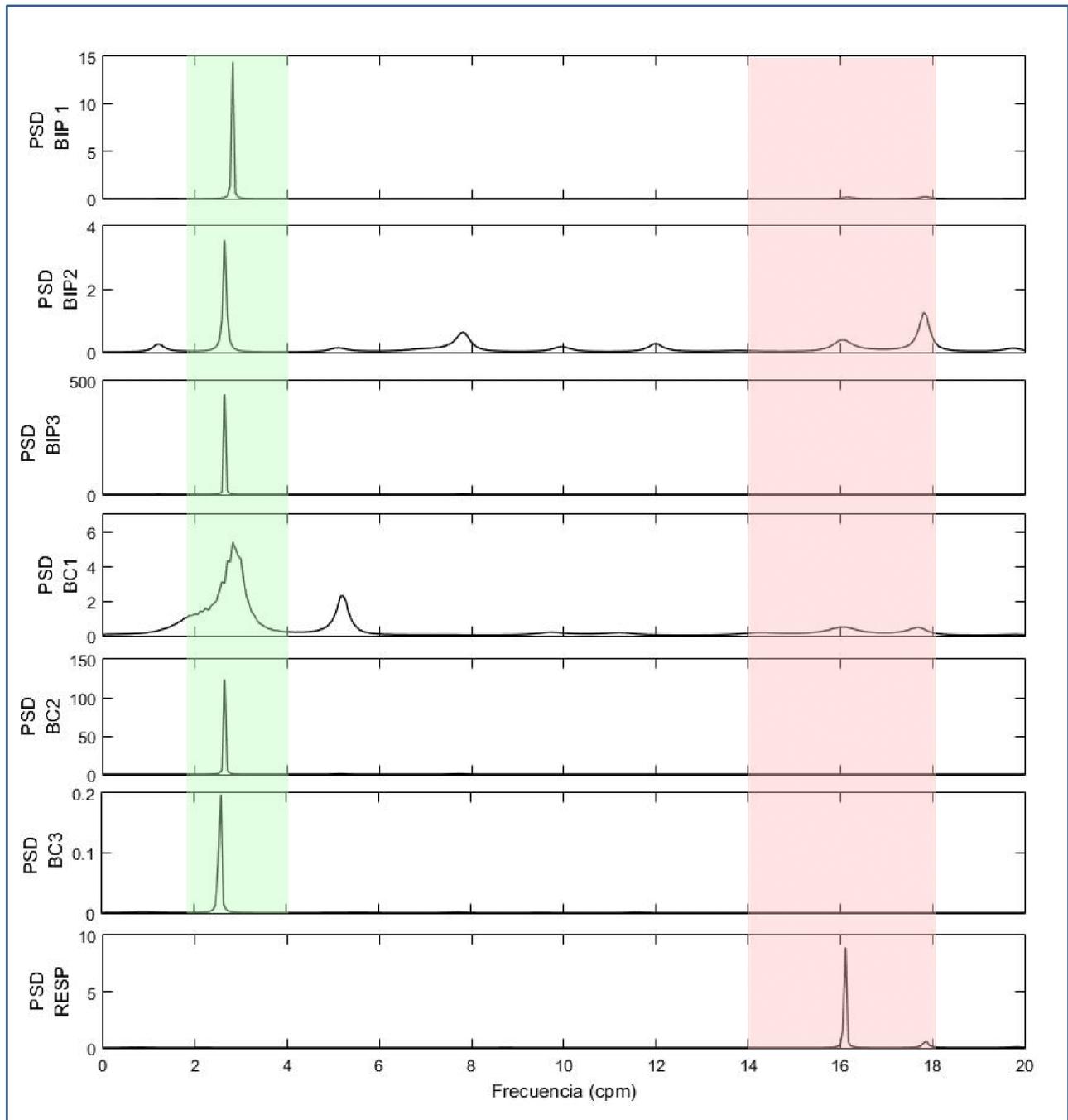


Figura 37: Densidad espectral de potencia para una ventana de 120 segundos en registro multicanal.

Sesión 2♂

Siguiendo un procedimiento similar al de los apartados anteriores, se han agrupado la F_{DOM} de todas las ventanas de señal de todos los sujetos para el estudio comparativo entre los registros bipolares y BC, entre ayunas y postingesta.

En la figura 38 se puede apreciar que independientemente del canal de registro, la frecuencia dominante promedio se sitúa en torno a los 2,7-2,8 cpm. Asimismo la desviación estándar de la frecuencia dominante es de aproximadamente 0.3 cpm, sugiriendo la estabilidad de dicha componente frecuencial. Además en el apartado 4.3. se ha evidenciado el porcentaje de $\%F_{DOM}$. Todo ello sugiere que la componente frecuencia alrededor de 2,7-2,8 cpm corresponde a la onda lenta gástrica (2-4 cpm).

Los resultados del test Wilcoxon mostraron que independientemente del canal de registro, no existe una variación significativa de la F_{DOM} después de la ingesta. Ahora bien, el análisis estadístico indica que existe diferencia estadísticamente significativa de la F_{DOM} entre Bip1 y BC1 en ayunas y en postingesta, y BIP2 vs. BC2 en estado de ayunas. No obstante, pese a esto, no se puede afirmar a priori que los CRE aporten alguna ventaja frente a los monoplares en este sentido (y viceversa).

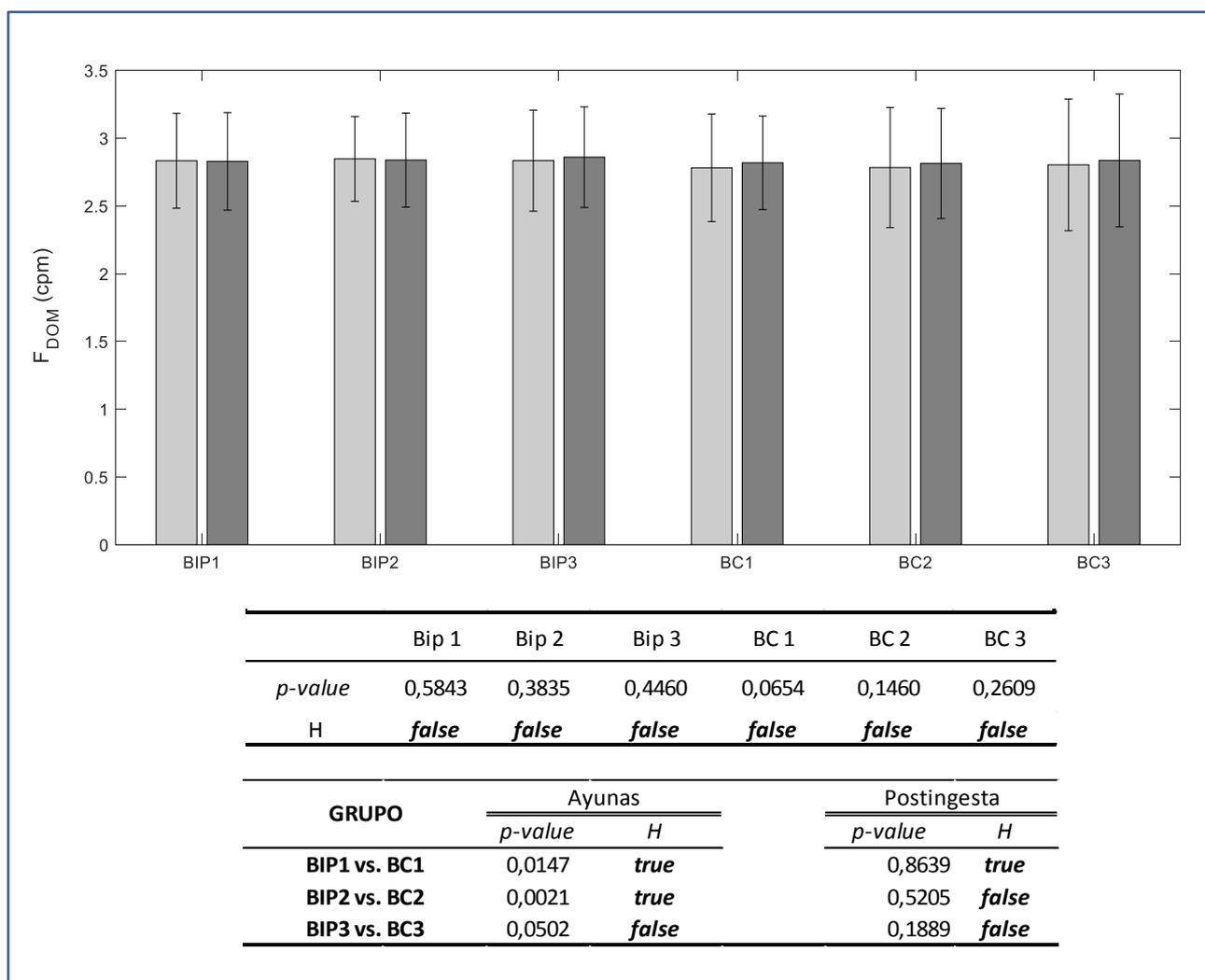


Figura 38: (a) Gráfico de media y desviación estándar de la F_{DOM} para cada canal. (b) Resultados del test Wilcoxon para cada canal en estado pre y post ingesta y para la comparativa BIP-BC en estado de pre y post ingesta.

En las figuras 39 y 40 se muestra la evolución temporal de la F_{DOM} de la señal EGG adquirida en los sujetos 5 y 7, respectivamente. Se ha marcado en rojo la última ventana de análisis antes del registro postprandial, observándose una tendencia más o menos definida para ambas figuras, a excepción del canal BC3.

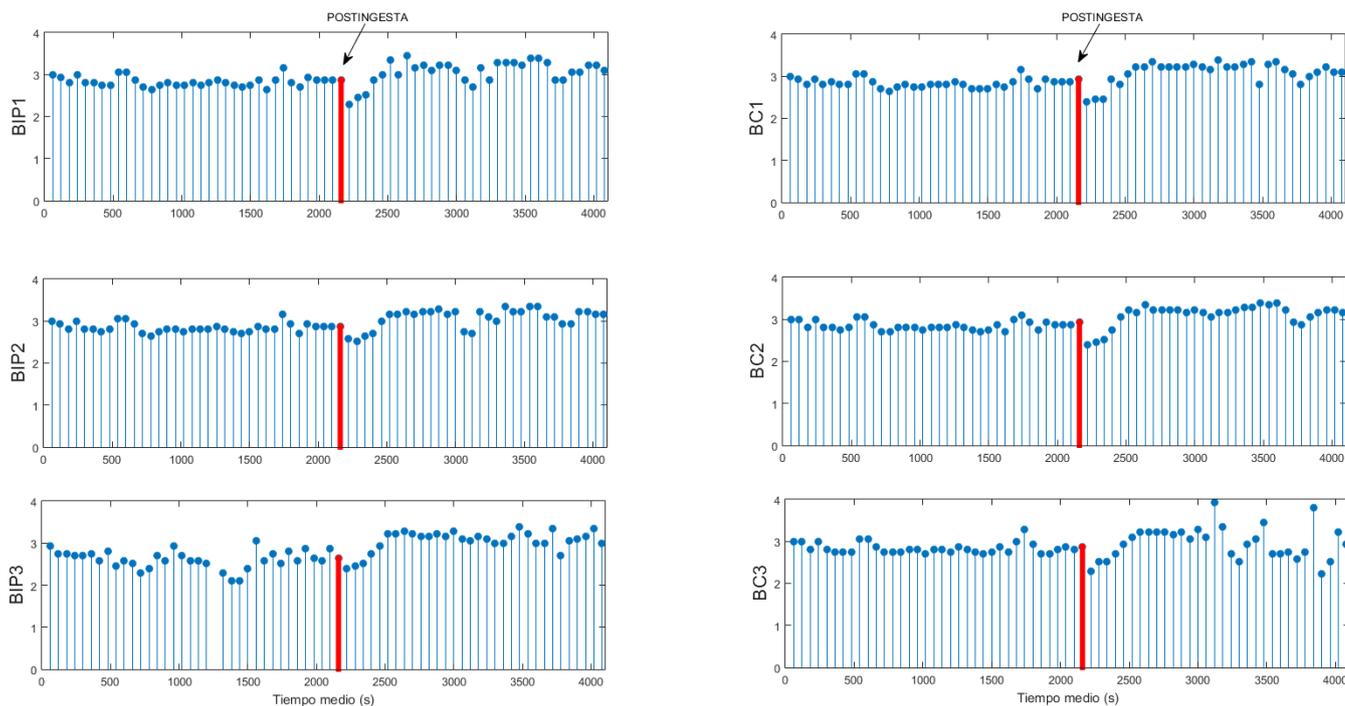


Figura 39: Evolución de la F_{DOM} respecto al tiempo medio de ventana al pasar de ayunas a postingesta, para cada uno de los canales. Sujeto 5 ♀

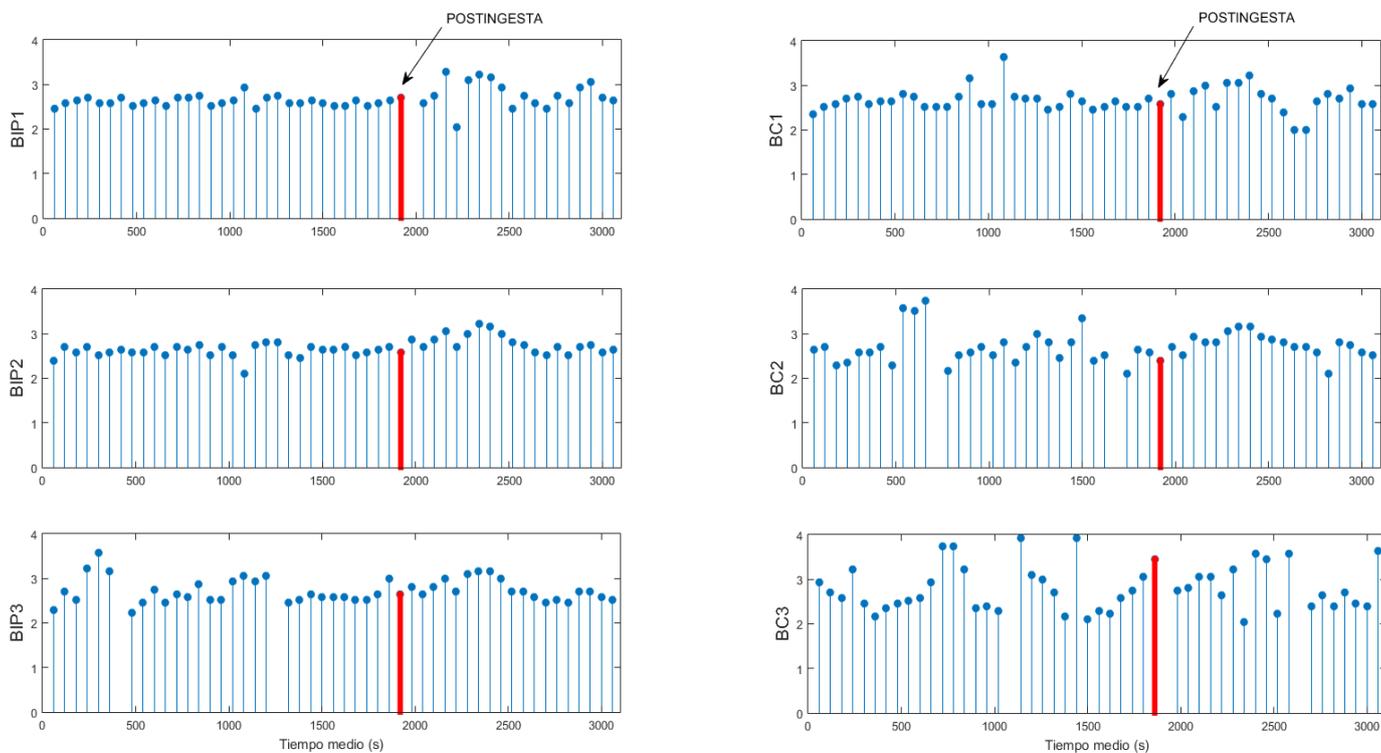


Figura 40: Evolución de la F_{DOM} respecto al tiempo medio de ventana al pasar de ayunas a postingesta, para cada uno de los canales. Sujeto 7 ♀

Por último, se comparó de modo visual la estabilidad de la actividad onda lenta gástrica (F_{DOM}) de los distintos canales de registro para todos los pacientes, anotando con un 1 si la actividad onda lenta gástrica es estable, y un 0 en el caso contrario como se muestra a continuación en la siguiente tabla.

Tabla 6: Aceptación (1) o rechazo (\emptyset) para cada paciente y para cada canal

Nº Paciente	Bip1	Bip2	Bip3	BC1	BC2	BC3
2	1	1	1	1	1	1
5	1	1	1	1	\emptyset	\emptyset
6	1	1	1	1	1	1
7	1	1	1	1	1	\emptyset
8	1	1	1	1	1	1
9	1	1	1	\emptyset	1	\emptyset
11	1	1	1	1	1	\emptyset
12	\emptyset	1	1	1	1	\emptyset
13	1	1	1	1	1	\emptyset
14	1	1	1	1	\emptyset	\emptyset
15	1	1	1	1	1	\emptyset
16	1	1	\emptyset	1	\emptyset	\emptyset
TOTAL	11 (91,67%)	12 (100 %)	11 (91,67%)	11 (91,67%)	9 (75%)	3 (25%)

La actividad onda lenta gástrica registrada en los 3 registros bipolares fue en general muy estable (>11 de 12 sujetos). En cambio, existe una gran diferencia en la estabilidad de la actividad onda lenta gástrica en los registros BCs: 11/12, 9/12 y 3/12 en BC1, BC2 y BC3 respectivamente.

Estos resultados están relacionados con que los electrodos de disco presenten una baja resolución espacial, y que el electrodo de referencia M1 está colocado en una posición que permite captar correctamente la actividad onda lenta gástrica. En cambio, en el caso de los registros BCs, la alta resolución espacial de los CRE hace que la captabilidad de la actividad onda lenta gástrica sea altamente dependiente de la posición. De hecho, es muy probable que el CRE3 no se encuentre encima del estómago, especialmente en aquellos sujetos con un contorno pectoral inferior.

6. CONCLUSIONES

En el presente trabajo se ha realizado un estudio comparativo de la captación de la actividad mioeléctrica gástrica mediante electrodos concéntricos anulares y electrodos de disco monopolares. En comparación con los registros bipolares, la amplitud de la señal EGG captada mediante los electrodos concéntricos anulares es aproximadamente 2-3 veces inferior.

Pese a ello, los registros BCs son más inmunes a la interferencia ECG y presentan un ratio señal-interferencia respiración similar que los registros bipolares. Además, el porcentaje del tiempo en el que se ha registrado una frecuencia pico entre 2-4 cpm es similar para los registros BCs y bipolares (>85%). Además dicha componente en frecuencia presenta poca variación a lo largo del tiempo.

Después de la ingesta del alimento sólido con un porcentaje de grasa inferior al 30%, la amplitud de la actividad onda lenta gástrica incrementó significativamente. En cambio, no se ha observado cambios significativos en la frecuencia de la onda lenta gástrica.

Todos estos resultados apuntan la captación de la actividad mioeléctrica gástrica mediante electrodos concéntricos anulares. En futuros estudios se diseñarán estudios específicos para determinar la velocidad de propagación de la actividad gástrica mediante electrodos concéntricos anulares de menor dimensión.

Con ello se busca, además de abrir la puerta a la creación de una base de datos de señales electrogastrográficas, acercar dicha técnica al ámbito clínico tanto a nivel de electrodo como de técnica de análisis y permitiendo el estudio de las diferentes patologías gástricas, siendo así una herramienta sólida de apoyo al diagnóstico y pudiendo predecir sucesos en tiempo real.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] "Inforación para pacientes: Anatomía y fisiología del aparato digestivo". Societat Catalana de Digestiologia.
- [2] Rodríguez Varón A Zuleta J. "From the physiology of gastric emptying to the understanding of gastroparesis". Asociaciones Colombianas de Gastroenterología, Endoscopia digestiva, Coloproctología y Hepatología. 2010.
- [3] Physiology - An Illustrated Review Chap. 20: Gastrointestinal Motility [Online]. Disponible en: <https://doctorlib.info/physiology/illustrated/25.html>
- [4] Kito Y. "The functional role of intramuscular interstitial cells of Cajal in the stomach". Journal of Smooth Muscle Research (2011).
- [5] Paskaranandavadi N, Wang R, Sathar S, O'Grady G, Cheng L, Farajidavar A. "sindro-channel wireless mapping of gastrointestinal serosal slow wave propagation. Neurogastroenterology and Motility (2015) 27(4) 580-585
- [6] Eugene B. Chang, Po Sing Leung. "The Gastrointestinal System: Gastrointestinal, Nutritional and Hepatobiliary Physiology". Chapter 2: Gastrointestinal Motility. 2014.
- [7] Kenneth L, Koch. Gastric Neuromuscular Function and Neuromuscular Disorders. [Online]. Disponible en: <https://clinicalgate.com/gastric-neuromuscular-function-and-neuromuscular-disorders/>
- [8] Al-Shboul O. "The importance of interstitial cells of cajal in the gastrointestinal tract". Saudi Journal of Gastroenterology. 2013 vol: 19 (1) pp: 3-15
- [9] Alvarez WC. The electrogastrogram and what it shows. JAMA. 1922
- [10] Davis RC, Carafolo L, Gault FP. An exploration of abdominal potentials. J Comp Physiol Psychol. 1957
- [11] Chen JDZ, Zhou X, Lin XM, Ouyang S, and Liang J. Detection of gastric slow wave propagation from the cutaneous elec-trogastrogram. American Journal of Physiology. 1999
- [12] Mika B, Komorowski D, Tkacz E. "Assessment of slow wave propagation in multichannel electrogastrography by using noise-assisted multivariate empirical mode decomposition and cross-covariance analysis." Computers in biology and medicine. 2018 vol: 100 pp: 305-315
- [13] Defilippi G C, Madrid S A, Defilippi C C. "Cutaneous electrogastrography: A recently incorporated technique for the study of gastric motility". Revista Médica de Chile (2002).
- [14] Parkman H, Hasler W, Barnett J, Eaker E, American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force. "Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force". Neurogastroenterology and motility: the official journal of the European Gastrointestinal Motility Society. 2003 vol: 15 (2) pp: 89-102
- [15] Yin J, Chen J. "Electrogastrography: Methodology, validation and applications". Journal of Neurogastroenterology and Motility. 2013 vol: 19 (1) pp: 5-17
- [16] Al-Shboul O. "The importance of interstitial cells of cajal in the gastrointestinal tract". Saudi Journal of Gastroenterology. 2013 vol: 19 (1) pp: 3-15
- [17] A. W. Medhus, J. Bondi et al. Low-dose intravenous erythromycin: Effects on postprandial and fasting motility of the small bowel. Alimentary Pharmacology and Therapeutics, 2000
- [18] Mayo Clinic Health Letter (Boletín de salud de Mayo Clinic). [Online]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/gastroparesis/symptoms-causes/syc-20355787>
- [19] V. F. Moreira y A. López San Román. "Gastroparesia. Servicio de Gastroenterología. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid. Revista Española de Enfermedades Digestivas. 2010

- [20] Mayo Clinic Health Letter (Boletín de salud de Mayo Clinic). [Online]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/gastroparesis/symptoms-causes/syc-20355787>
- [21] Zárate N, Mearin F, Wang X, Hewlett B, Huizinga J, Malagelada J. "Severe idiopathic gastroparesis due to neuronal and interstitial cells of Cajal degeneration: Pathological findings and management". 2003 vol: 52 (7) pp: 966-970
- [22] Altıntop Ç, Latifoğlu F, Çelikzencir E, Can Sezgin G, Yurci A. "Determining of Gastroparesis Disease from Electrogastrogram Signals Using Cramer-Rao Lower Bound and Power Spectral Density". IU-JEEE. 2017 vol: 17 (1) pp: 3061-3067
- [23] Koch K.L. "Electrogastrography for Evaluation of Patients with Suspected Gastroparesis". In: Parkman H., McCallum R. (eds) Gastroparesis. Clinical Gastroenterology. Humana Press (2012).
- [24] Lin X, Chen J. "Abnormal gastric slow waves in patients with functional dyspepsia assessed by multichannel electrogastrography". American journal of physiology. Gastrointestinal and liver physiology. 2001 vol: 280 (6) pp: G1370-5
- [25] "Síndrome de vómitos cíclicos". Mayo Clinic. [Online]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/cyclic-vomiting-syndrome/symptoms-causes/syc-20352161>
- [26] Chong SK. "Electrogastrography in cyclic vomiting síndrome". 1999 Aug;44(8 Suppl):64S-73S.
- [27] NAMIN F, LIN Z, FORAN P, MCCALLUM R. "7 Characteristics of the electrogastrogram in patients with cyclic vomiting síndrome". Neurogastroenterology and Motility. 2006 vol: 18 (6) pp: 482-482
- [28] Peng Du, Stefan Calder, Timothy R. Angeli, Shameer Sathar, Niranchan Paskaranandavadivel, Gregory O'Grady and Leo K. Cheng. "Progress in Mathematical Modeling of Gastrointestinal Slow Wave Abnormalities". Frontiers in Physiology. 2018.
- [29] Lidón-Roger J, Prats-Boluda G, Ye-Lin Y, Garcia-Casado J, Garcia-Breijo E. "Textile Concentric Ring Electrodes for ECG Recording Based on Screen-Printing Technology". Sensors (Basel, Switzerland). 2018 vol: 18 (1)
- [30] Ye-Lin Y, Bueno-Barrachina J, Prats-boluda G, Rodriguez de Sanabria R, Garcia-Casado J. "Wireless sensor node for non-invasive high precision electrocardiographic signal acquisition based on a multi-ring electrode". Measurement: Journal of the International Measurement Confederation. 2017 vol: 97 pp: 195-202
- [31] Lu, Chih-Cheng & Tarjan, Peter. Pasteless, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms. (2002).
- [32] Medi-Trace Electrodes, Foam. Bound Tree. [Online]. Disponible en: <https://www.boundtree.com/Monitoring-Diagnostics/Electrodes/Medi-Trace-Electrodes-Foam/p/group000690>
- [33] Natus Sleep Supplies. [Online]. Disponible en: https://neurolite.ch/sites/default/files/Embla%20Zubeh%C3%B6katalog_0.pdf
- [34] [Online]. [Consulta: 5 de agosto de 2019]. Disponible en: <http://www.ni.com/es-es/support/model.usb-6229.html>
- [35] Hernández-Ledezma FU, Córdoba-Fraga T, Hernández-González MA, Vargas-Luna M, Cano ME, De la Roca-Chiapas JM, Solorio S. "Instrumentación y uso de un dispositivo para medir actividad eléctrica de corazón y estómago". Revista Mexicana de cardiología. 2009.
- [36] "National Digestive Diseases Information Clearinghouse". American Diabetes Association & National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases. Julio 2014.

- [37] Jonderko K, Kasicka-Jonderko A, Błońska-Fajfrowska B. "Does body posture affect the parameters of a cutaneous electrogastrogram?". *Journal of Smooth Muscle Research*. 2005 vol: 41 (3) pp: 133-140
- [38] Precioso A, Pereira G, Vaz F. "Gastric myoelectrical activity in neonates of different gestational ages by means of electrogastrography". *Revista do Hospital das Clinicas*. 2003 vol: 58 (2) pp: 81-90
- [39] Precioso A, Pereira G, Vaz F. "Gastric myoelectrical activity in neonates of different gestational ages by means of electrogastrography". *Revista do Hospital das Clinicas*. 2003 vol: 58 (2) pp: 81-90
- [40] Prats-Boluda et al. "Estudio de técnicas laplacianas para el registro del EEnG humano en superficie. Desarrollo y ensayo de un sensor activo".
- [41] 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". *Measurement Science and Technology*. 2016 vol: 27 (2)
- [42] Ponce-Torregosa M. Motilidad gástrica. [Online]. Disponible en: <https://slideplayer.es/slide/14047413/>
- [43] Riezzo G., Russo F., Indrio F. *Electrogastrography in adults and children: The strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity*. Biomed. 2009.
- [44] Guarnizo, Cristian & Echeverry-Correa, Julian & Orozco, Alvaro. (2007). Análisis de la densidad espectral de potencia en registros MER. *Scientia Et Technica*.
- [45] Prats-Boluda G, Garcia-Casado J, Martinez-de-Juan J, Ye-Lin Y. "Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals". *Medical Engineering and Physics*. 2011
- [46] "Filtros digitales: modificación de la frecuencia de muestreo". *Universitat de València*. [Online]. Disponible en: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/filtros-digitales/tema_7_modificacion_de_la_frecuencia_de_muestreo.pdf
- [47] A. W. Medhus, J. Bondi et al. *Low-dose intravenous erythromycin: Effects on postprandial and fasting motility of the small bowel*. *Alimentary Pharmacology and Therapeutics*, 2000
- [48] A new method for attenuation of respiration artifacts in electrogastrographic (EGG) signals
- [49] Lu, Chih-Cheng & Tarjan, Peter. *Pasteless, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms*. (2002).

PRESUPUESTO

DOCUMENTO II

ÍNDICE PRESUPUESTO

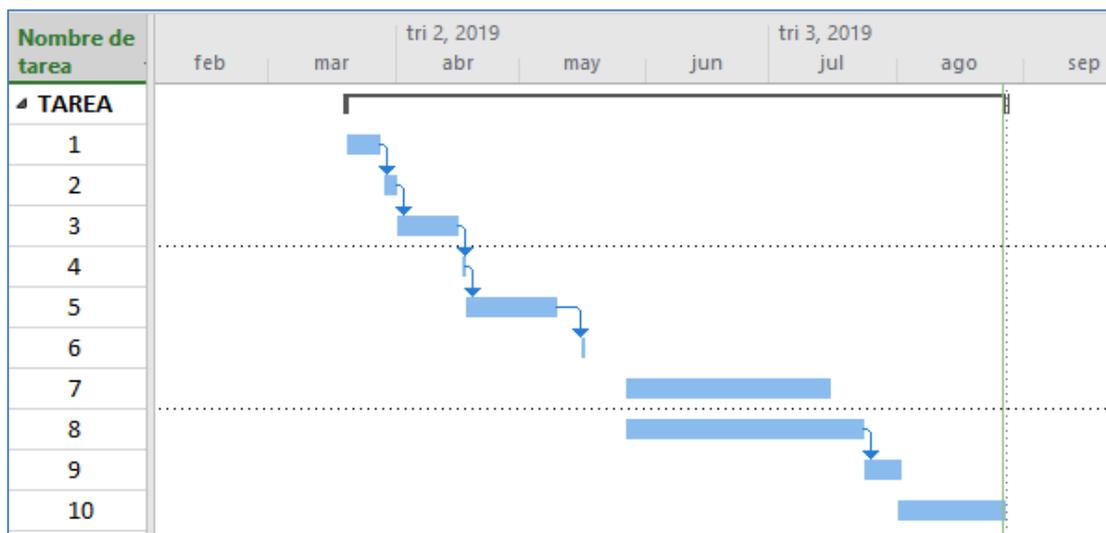
1. PRECIOS DETALLADOS POR CAPÍTULO	1
LISTA DE TAREAS	1
DIAGRAMA TEMPORAL	1
CAPÍTULO 1	2
CAPÍTULO 2	2
CAPÍTULO 3	3
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	3

1. PRECIOS DETALLADOS POR CAPÍTULO

En la tabla siguiente se resumen las principales tareas realizadas durante el proyecto y que se presentarán en un diagrama temporal más adelante.

TAREA	DESCRIPCIÓN
1	Revisión bibliográfica del estado del arte y de las técnicas aplicadas a la electrofisiología gástrica. Valoración de opciones de distribución de los electrodos
2	Planificación de las tareas y definición de los objetivos perseguidos en el proyecto
3	Puesta a punto del software de LABView
4	Obtención la señal EGG de prueba con electrodos monopolares
5	Desarrollo y perfeccionamiento del algoritmo de análisis de datos sobre la señal de prueba
6	Valoración de primeros resultados y redefinición de variables
7	Sesiones de registro con electrodos CRE para obtener una base de datos de trabajo
8	Contraste de hipótesis de partida y estudio estadístico de los datos registrados
9	Análisis de los resultados obtenidos, evaluación del método y obtención de gráficas y figuras
10	Redacción de la memoria

A partir de la tabla de tareas anterior, se ha desarrollado un diagrama temporal orientativo del tiempo empleado en cada una de las etapas del proyecto. Algunas de las acciones que no han tenido influencia directa sobre el resultado final del proyecto no han sido incluidas.



Esquema 1: Diagrama temporal del proyecto.

De este modo quedan aproximadamente un total de 116 días trabajados. El promedio de horas de empleo durante esos días ha sido de aproximadamente 3 horas diarias. De este modo, el precio del personal empleado resultaría el siguiente:

CAPÍTULO 1. MANO DE OBRA

En este apartado se tiene en cuenta el trabajo invertido por parte del alumno en la elaboración del proyecto y las horas de las tutoras en planificación, supervisión y dirección:

UD	CONCEPTO	CANTIDAD (h)	COSTE UNITARIO (€)	COSTE TOTAL (€)
h	Alumno TFG	352	12	4176
h	Tutoras TFG	40X2	36	2880
			Total	7056

CAPÍTULO 2. SOFTWARE Y HARDWARE

En este apartado se detallan las licencias de software empleadas durante el desarrollo del trabajo, así como el equipo de hardware, que se compone del ordenador personal, amplificadores Grass, DAQ y cables de conexión tipo DIN/SNAP:

UD	CONCEPTO	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO (€)	AMORTIZACIÓN (AÑOS)	TIEMPO AMORTIZADO (AÑOS)	TOTAL (€)
u	Licencia Matlab 2018	1	2000	5	1	400
u	Licencia Open Office 2016	1	579	5	1	115.8
u	Licencia LabVIEW	1	399	5	0.5	39.9
u	PC Lenovo ThinkPad	1	967.93	5	1	96.8
u	Amplificador de Grass	1	7500	10	7	5250
u	Tarjeta de Adquisición (DAQ)	1	700	10	7	490
u	Cables tipo DIN/SNAP	10	10	10	7	70
					Total	6462.4

*El tiempo de amortización se ha establecido en base a que 1 año posee 220 días hábiles

CAPÍTULO 3. MATERIAL

En este apartado se detalla el material sanitario empleado a la hora de preparar la piel y de colocar los electrodos.

UD	CONCEPTO	CANTIDAD	COSTE UNITARIO (€)	COSTE TOTAL (€)
u	Electrodos CRE	60	23	1380
u	Electrodos monopolares	50	2.5	125
u	Alcohol	2	3	6
u	Discos de algodón	100	0.4	4
u	Crema exfoliante Nuprep	1	20	20
u	Signa Gel electrolítico	1	36	36
			Total	1571

2. PRESUPUESTO TOTAL

CAPÍTULO	IMPORTE (€)	
Capítulo 1	PERSONAL	7056
Capítulo 2	SOFTWARE Y HARDWARE	6462.4
Capítulo 3	MATERIAL	1571
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL		15089.4
13% DE GASTOS GENERALES		1961.63
RESULTANTE		15089.63
21% IVA		5130.45
TOTAL PRESUPUESTO		20220

Así, como resultado se obtiene un importe total del proyecto de VEINTE MIL DOSCIENTOS VEINTE euros.