

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/135956>

This paper must be cited as:

Garcia Casado, FJ. (2005). Identificación de la Señal Mioeléctrica del Intestino Delgado Registrada en Superficie Externa Abdominal. Comparativa con Registros Internos [Tesis doctoral no publicada]. Universitat Politècnica de València.  
<https://doi.org/10.4995/Thesis/10251/135956>



The final publication is available at

Copyright Universitat Politècnica de València

Additional Information

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA**  
**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**  
**CENTRO DE INVESTIGACIÓN E INNOVACIÓN EN BIOINGENIERÍA**



**Identificación de la Señal Mioeléctrica del Intestino Delgado  
Registrada en Superficie Externa Abdominal.  
Comparativa con Registros Internos.**

**TESIS DOCTORAL**

---

PRESENTADA POR:

Fco. Javier García Casado

DIRIGIDA POR:

Dr. José Luis Martínez de Juan

Dr. José Luis Ponce Marco

*Capítulo*  
**I**

*Introducción*



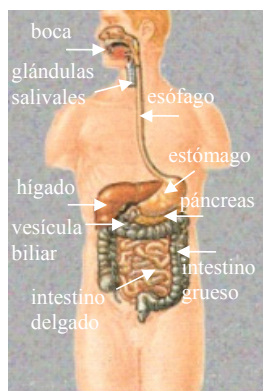


# 1 *Motilidad Intestinal*

## 1.1. *Introducción. Funciones del Intestino Delgado.*

Todo organismo vivo necesita asimilar sustancias nutritivas y eliminar residuos, requiriendo para ello de una superficie de contacto entre su medio interno y el ambiente exterior. En los organismos unicelulares el medio interno está en contacto directo con el exterior por medio de una delgada membrana. A medida que aumenta el tamaño de los organismos, se incrementa el número de células y se manifiesta una especialización de las mismas. Se crean posibilidades de almacenamiento temporal de alimentos, así como de transformación de nutrientes complejos en sustancias absorbibles y asimilables que serán transportadas a las distintas células. El proceso requiere la aparición de varias funciones especializadas: digestión, transporte y absorción. El conjunto de órganos responsables de realizar estas tareas constituye el aparato digestivo.

El intestino delgado forma parte del aparato digestivo, concretamente es el segmento del tubo digestivo que se extiende desde el píloro hasta el ciego. Sus principales funciones son la de continuar la digestión iniciada en el estómago y la absorción de nutrientes. Aproximadamente, entre 6 y 12 litros diarios de alimentos parcialmente digeridos, agua, y secreciones se vierten al intestino delgado cada día. De esta cantidad, solo alrededor de 1,5 litros llegan al colon. Así pues, la mayor parte de nutrientes, electrolitos, y agua son absorbidos en su transporte a través del intestino delgado [WEISBRODT, 1987]. Para llevar a cabo estas funciones de absorción y transporte, el quimo procedente del estómago debe ser sometido a distintas acciones de segmentación, propulsión y mezcla. Cada región del tubo digestivo ha adaptado su motilidad para ajustarse a su acción fisiológica específica. La motilidad intestinal es el mecanismo que hace posible las funciones de mezcla y transporte. [VANTRAPPEN Y JANSSENS, 1985].



**Figura 1.1.** Aparato digestivo del hombre.

A lo largo del intestino el contenido intraluminal debe ser segmentado, agitado y propulsado. Como posteriormente se estudiará las distintas capas musculares presentes en el intestino tienen la posibilidad de contraerse o distenderse independientemente generando patrones de contracción que se asocian a los distintos movimientos del contenido luminal.

En 1969, Szurszewski identificó un patrón de motilidad en el intestino delgado de perros en ayunas. [SZURSZEWSKI, 1969]. Así pues, en estado de ayunas, el intestino delgado no se encuentra en reposo, si no que se producen contracciones. Además, estas contracciones se producen de una forma organizada que se repite periódicamente. La misión de este patrón de actividad contráctil es la barrer el contenido luminal hasta el ciego. Así se evita el estancamiento de las continuas secreciones vertidas a la luz del estómago e intestino en los tramos altos del tubo digestivo. La ingesta de alimentos interrumpe este patrón iniciándose el patrón conocido como postingesta o postprandial.

El estudio de estos patrones de motilidad intestinal tiene una gran importancia tanto clínica como de investigación, puesto que se pueden detectar disfunciones intestinales. [TELFORD ET AL., 1996; LAMMERS ET AL., 1997; HEGDE ET AL., 1998; NETO ET AL., 1999; DE PONTI ET AL., 2001]

## 1.2. Anatomía Básica del Intestino Delgado

### 1.2.1. Anatomía Macroscópica.

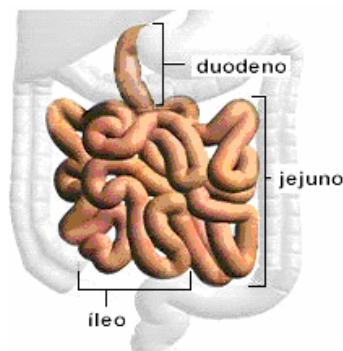
El intestino delgado es el órgano más largo del tubo digestivo, en el hombre mide cerca de 5 metros y su diámetro disminuye en dirección distal. Está enrollado o plegado sobre sí mismo ocupando las partes central e inferior de la cavidad abdominal, a los lados y por la parte superior está circundado por el colon.

El intestino delgado se divide en tres tramos (figura 1.2):

**DUODENO:** Con una longitud aproximada de 21 cm, se extiende desde el píloro al ángulo duodenoyeyunal, sostenido por el ligamento de Treitz. Es el segmento menos móvil del intestino.

**YEYUNO:** Se inicia en el ángulo de Treitz y corresponde a las dos quintas partes proximales del intestino delgado.

**ÍLEON:** Se encuentra a continuación del yeyuno extendiéndose hasta el ciego constituyendo las tres quintas partes distales del intestino delgado.



**Figura 1.2.** Tramos del intestino delgado.

La distinción entre yeyuno e íleon es histológica puesto que visualmente no se puede establecer una división clara entre ambos. A diferencia del duodeno, yeyuno e íleon están suspendidos del mesenterio, por lo que disfrutan de gran movilidad.

### 1.2.2. Anatomía Microscópica

La sección transversal del intestino muestra que su pared está formada por cuatro capas (figura 1.3), que desde el exterior hacia la luz intestinal son: [BERENGUER Y PONCE, 1995; BORTOFF, 1983]

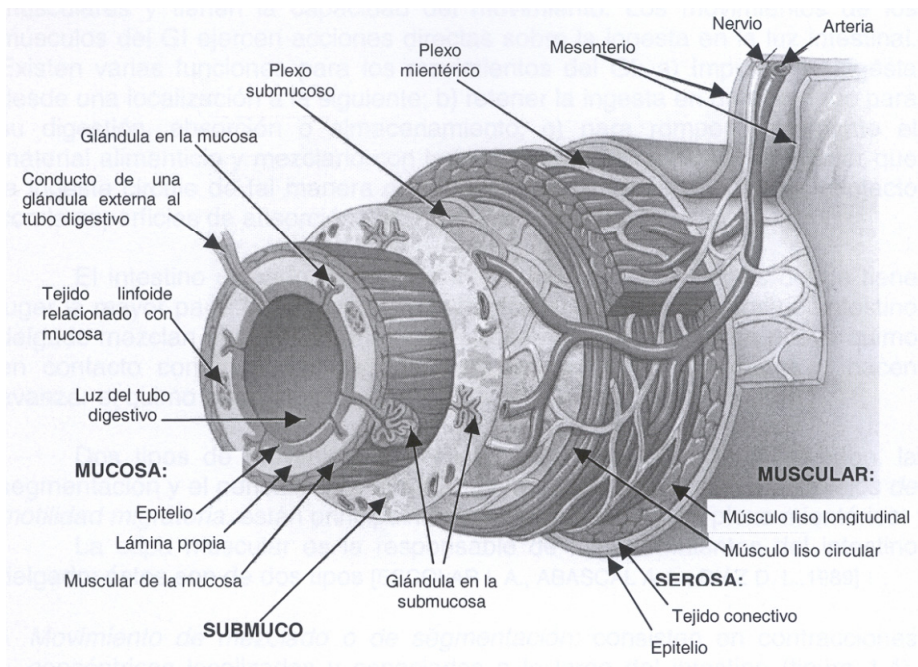
**SEROSA:** es una prolongación del peritoneo que recubre el intestino delgado, a excepción de la porción retroperitoneal del duodeno. Está formado por células mesoteliales y tejido conjuntivo y contiene vasos sanguíneos, vasos linfáticos y fibras nerviosas.

**MUSCULAR:** se compone de dos capas de fibras musculares lisas:

*Capa Muscular Longitudinal:* Es la capa más externa. Constituye una túnica longitudinal formada por fibras musculares de disposición paralela al eje mayor del intestino.

*Capa Muscular Circular:* Es una capa interna, más gruesa que la externa, formada por fibras musculares que tienden a rodear el intestino.

Como ha demostrado la microscopía electrónica, las células musculares son fibras separadas, si bien hay puntos en los que la membrana plasmática de células adyacentes se aproximan formando estructuras llamadas *nexos*, que intervienen en la conductividad eléctrica entre las células del músculo liso. Entre ambas capas musculares se localizan las células ganglionares y las fibras nerviosas del *plexo mientérico*.



**Figura 1.3.** Sección transversal del intestino delgado. En mayúscula capas de la pared intestinal. (modificada de [TORTORA Y GRABOWSKI, 2002]).

**SUBMUCOSA:** está formada principalmente por colágeno y fibras elásticas. Contiene plexos vasculares y linfáticos y gran cantidad de células ganglionares y fibras nerviosas, formando una red neuronal, el *plexo submucoso de Meissner*. La conexión existente entre éste y el plexo mientérico constituyen el *sistema nervioso entérico*, que ha llegado a calificarse como ‘cerebro primitivo’ [WINGATE, 1983] por su fisiología funcional independiente, permitiendo al órgano que reaccione bajo condiciones variables.

**MUCOSA:** es la capa interior cuya principal característica es su gran superficie con el fin de cumplir la función fundamental de absorción. Para ello, la superficie mucosa presenta dos elementos importantes, las vellosidades (proyecciones de la mucosa hacia la luz) y las criptas de Lieberkühn. Mientras que el epitelio que recubre las vellosidades tiene una función principal de absorción, el que recubre las criptas posee una doble función: la segregación de encimas y otras sustancias y la de multiplicación celular.

### 1.3. Actividad Contráctil Intestinal

En el intestino se producen dos tipos básicos de movimientos: *movimientos de propulsión*, que facilitan el desplazamiento de los alimentos a lo largo del tubo digestivo a una velocidad adecuada para su digestión y absorción, y *movimientos de mezcla*, que mantienen el contenido intestinal permanentemente mezclado con enzimas y otras sustancias. La actividad motora necesaria para ambos tipos de movimientos es desarrollada por la capa muscular de la pared intestinal.

#### 1.3.1. Movimientos de Propulsión. Peristalsismo.

El movimiento de propulsión básico del intestino es el *peristalsismo*, representado en la figura 1.4. Alrededor del intestino se forma un anillo de contracción que se desplaza distalmente. Cualquier material que se encuentre en la luz intestinal por delante del anillo de contracción resultará desplazado hacia adelante.

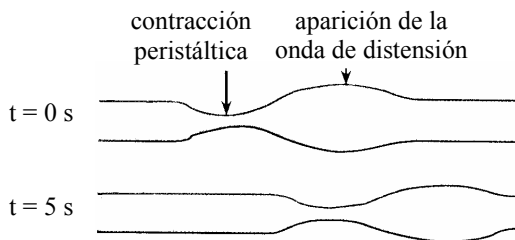


Figura 1.4. Peristalsismo.

El peristalsismo es fundamentalmente resultado de la contracción de la capa muscular circular, que produce un acortamiento de la sección en un anillo intestinal para posteriormente contraerse el anillo distal [WINGATE, 1983]. Además pueden ir acompañadas de acortamientos y alargamientos en sentido longitudinal de un segmento intestinal, efectuados por la capa muscular longitudinal del intestino.

Teóricamente, el peristalsismo puede producirse en cualquier dirección a partir del punto estimulado. Sin embargo, se apaga con rapidez en dirección oral mientras que continúa hasta alcanzar una distancia considerable (3-5 cm) en dirección anal. [GUYTON Y HALL, 1996]

#### 1.3.2. Movimientos de Mezcla. Segmentación.

Los movimientos de mezcla son muy distintos dependiendo del tramo del intestino. En ocasiones los movimientos de mezcla se producen por peristalsismo, ante la presencia de un

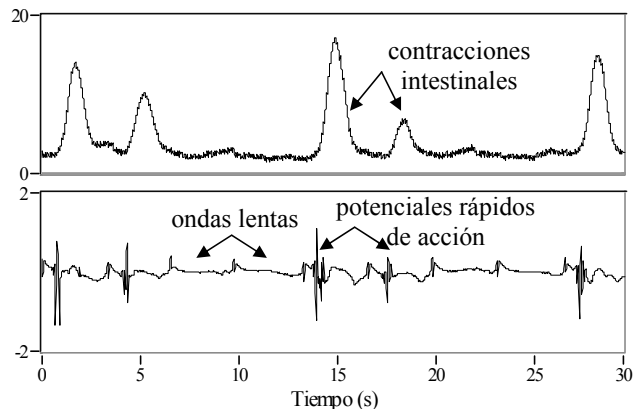
esfínter. Sin embargo, en la mayor parte del tubo intestinal, los movimientos de mezcla se producen como resultado de *contracciones locales de constricción*. Estas constricciones suelen durar algunos segundos, y después se producen otras constricciones de otros segmentos del intestino, con lo que se consigue ‘desmenuzar’ el contenido intestinal. La frecuencia máxima de estas contracciones de segmentación está determinada por la frecuencia de las *ondas lentas* de la pared intestinal como se detalla en el siguiente apartado.

### 1.4. Actividad Eléctrica Intestinal

Las contracciones del músculo liso del intestino delgado se rigen por los cambios del potencial eléctrico de membrana de éstas células musculares, es decir poseen un control miogénico [BORTOFF, 1976; WINGATE, 1983; WEISBRODT, 1987].

En 1922 Alvarez y Mahoney realizaron los primeros registros de la señal eléctrica del intestino delgado en los que detectaron la presencia de lo que llamaron *corrientes de acción* [ALVAREZ Y MAHONEY, 1922]. Estas corrientes, tenían una frecuencia constante en cada punto del intestino y estaban presentes incluso cuando no había contracción intestinal. En 1932, Berkson *et al.* registraron dos tipos de potenciales eléctricos. El primer tipo de cambios de potencial era como los descubiertos por Álvarez y Mahoney, y se registraba cuando el intestino no se contraía. Cuando el tramo de intestino en sus estudios se contraía, esos cambios lentos de potencial se acompañaban de oscilaciones rápidas superpuestas del potencial eléctrico [BERKSON ET AL., 1932].

Así pues, en 1932 se establece la presencia de dos tipos elementales de actividad eléctrica intestinal: onda lenta y potenciales rápidos de acción.



**Figura 1.5.** Señal eléctrica del intestino (traza inferior) y de presión (traza superior) registrada simultáneamente en un mismo anillo intestinal de perro. [MARTÍNEZ-DE-JUAN, 1998]

#### 1.4.1. Onda Lenta

Las oscilaciones de potencial de membrana lentas (0.01-0.3 Hz) y de larga duración ( $\cong$  3s) se conocen como ondas lentas [MIFTAKHOV ET AL., 1999]. A lo largo de los años la actividad eléctrica lenta del intestino delgado ha recibido múltiples denominaciones: corrientes de acción [ALVAREZ Y MAHONEY, 1922], onda lenta (OL o SW) [BOZLER, 1938], ritmo eléctrico básico (BER) [BASS ET AL., 1961], potencial marcapasos (PSP o PP) [CODE ET AL., 1968], actividad eléctrica de control (ECA) [SARNA, 1975]. Es importante destacar que no son potenciales de acción, sino que constituyen cambios lentos y ondulantes del potencial de membrana en reposo.

Las ondas lentas están siempre presentes tanto en presencia como en ausencia de actividad contráctil. [WEISBRODT, 1987] El mecanismo fisiológico que las produce ha sido motivo de controversia a lo largo de los años [BORTOFF, 1976; CONNOR ET AL., 1977; DANIEL Y SARNA, 1978]. En la actualidad parece ser aceptado que las ondas lentas son generadas por las células intersticiales de Cajal. [THUNEBERG, 1982; SZURSZEWSKI, 1987; HUIZINGA ET AL., 1986]

Durante una onda lenta el potencial de membrana varía entre 15-30 mV. La forma y amplitud de la onda lenta varía ligeramente en distintas partes del intestino. [MIFTAKHOV ET AL., 1999] Registros extracelulares demuestran que la onda lenta normalmente tiene una configuración senoidal [SZURSZEWSKI, 1987] en la que una fase de depolarización rápida es seguida de una fase de repolarización lenta con una meseta de potencial positivo. Los potenciales de acción sólo ocurren en la meseta de la OL cuando se alcanza un potencial de membrana adecuado. [BORTOFF Y GHALIB, 1972; EL-SHARKAWY Y DANIEL, 1975; CHEN ET AL., 1993B]. Por tanto, la frecuencia de la onda lenta determina la máxima frecuencia de aparición de potenciales de acción. Su frecuencia es constante en cada punto del intestino aunque disminuye en sentido distal. En el hombre, la frecuencia es de 12 cpm en el píloro, 10.8 cpm a 20-25 cm y 9.6 cpm a 100 cm del píloro [FLECKENSTEIN ET AL., 1982]. En el perro, la frecuencia de repetición de la OL es de  $\approx 18$  cpm [FLECKENSTEIN ET AL., 1982; PONCE ET AL., 1987].

La onda lenta se propaga primero circunferencialmente, para posteriormente propagarse simultáneamente en toda la circunferencia en dirección aboral [HUSEBYE, 1999] con un marcapasos localizado en la duodeno proximal [HERMON-TAYLOR Y CODE, 1971]. En isquemia intestinal pueden aparecer marcapasos subsidiarios más aboralmente que el marcapasos dominante que pueden llevar a patrones de conducción retrograda. [LAMMERS ET AL., 1997]. También se pueden registrar contracciones rítmicas en presencia de ondas lentas. La duración y amplitud de estas contracciones se relaciona con la de la meseta de la onda lenta [MIFTAKHOV ET AL., 1999]. Además, el músculo liso puede mantener una tensión constante en ausencia de estímulos llamada *tono* [MIFTAKHOV ET AL., 1999].

### 1.4.2. Potenciales Rápidos de Acción.

Los potenciales rápidos de acción, ver figura 1.5, son cambios bruscos del potencial de membrana de corta duración (10-20 ms) y alta amplitud (60-70mV). A una secuencia regular de potenciales de acción de 0.1-0.2 segundos de duración se le conoce como *tren de picos o spike burst* (SB). Este segundo tipo de actividad eléctrica intestinal también ha sido referida con distinta nomenclatura: potenciales de acción (PA) [BOZLER, 1942], picos de potenciales o trenes de picos [AMBACHE, 1947], potenciales de aguja [GUYTON Y HALL, 1996] o actividad eléctrica de respuesta (ERA) [SARNA, 1975] en contraposición a la actividad eléctrica de control (ECA, apartado 1.4.1).

Un potencial de acción en el músculo liso intestinal induce una única contracción fásica (sacudida). Trenes de múltiples potenciales de acción disparan la fusión de sacudidas separadas generando una contracción tónica de larga duración. [MIFTAKHOV ET AL., 1999] Estos potenciales de acción pueden aparecer tanto en la capa muscular longitudinal como en la circular y se asocian directamente con las contracciones necesarias para los anteriormente descritos movimientos de propulsión y segmentación.

La contracción del músculo liso es el evento fundamental en el movimiento gastrointestinal. Su ocurrencia y por tanto la de los potenciales de acción depende de influencia neurohumorales [DANIEL Y SARNA, 1978, WEISBRODT 1987]. Sin embargo, como se comentó anteriormente, los SB sólo pueden aparecer en la meseta de la OL, y por tanto la

aparición de SB requiere que se cumplan dos condiciones: que las condiciones neurohumorales sean de conducción, y encontrarse en la meseta de la OL.

La propagación de los potenciales de acción no es muy larga, sin embargo, si en un tramo de intestino las condiciones neurohomorales son favorables, los potenciales de acción se propagarán a la velocidad y en la dirección de la OL

### ***1.5. Patrones Fisiológicos de Motilidad Intestinal***

La motilidad intestinal puede clasificarse en dos periodos de motilidad: periodo de ayunas (interdigestivo) y postingesta (digestivo o postprandial).

El intestino deber realizar funciones muy distintas durante cada uno de estos periodos, así pues la actividad contráctil intestinal asociada también presentará distintas particularidades, obteniéndose para cada caso patrones de motilidad característicos: *complejo motor migratorio interdigestivo*, en estado de ayunas; y *patrón postingesta* tras la ingestión de alimentos.

#### **1.5.1. Complejo Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI)**

En estado de ayunas la motilidad del estómago e intestino delgado se caracteriza por un patrón cíclico de contracciones, el complejo motor migratorio interdigestivo (CMMI). El CMMI fue descrito por primera vez en 1969 por Szurszewski [SZURSZEWski, 1969], quien registró actividad mioeléctrica migratoria en perros y observó cambios en esta actividad de acuerdo a un patrón cíclico. Sus descubrimientos fueron confirmados en humanos en 1977 por Vantrappen [VANTRAPPEN ET AL., 1977].

La misión de este patrón de actividad contráctil es doble, la de evitar el estancamiento de las continuas secreciones vertidas a la luz del estómago e intestino, y evitar el recorrido en sentido oral de gérmenes y bacterias. Para todo ello ‘barre’ el contenido luminal hasta el ciego. Debido a esta funciones de limpieza, este complejo ha sido denominado *housekeeper* (ama de llaves) intestinal [CODE Y SCHILEGEL, 1974, SARNA, 1985].

El CMMI tiene una duración de entre 90 y 130 min. en el hombre, y de 80-120 en el perro (ver figura 1.6). Puede dividirse en tres fases (ver figura 1.6.) atendiendo al grado de actividad motora [VANTRAPPEN ET AL., 1977].

FASE I de quietud. Se dice que la fase I constituye la fase de reposo del intestino., En ella menos del 5% de las ondas lentas se acompañan de potenciales de acción [CODE Y SCHILEGEL, 1973]. Su duración es de unos 50 min. en el perro [PONCE ET AL., 1987].

FASE II de actividad contráctil irregular. Durante esta fase aparecen contracciones tanto peristálticas como de segmentación. Entre el 5% y el 90% de las OL se acompañan de SB. Esta fase ha sido denominada ‘Actividad de Picos Irregular’ (‘Irregular Spiking Activity’, ISA) [RUCKENBUSH Y BUENO, 1977]. Su duración es de unos 30 minutos en el perro [PONCE ET AL., 1987].

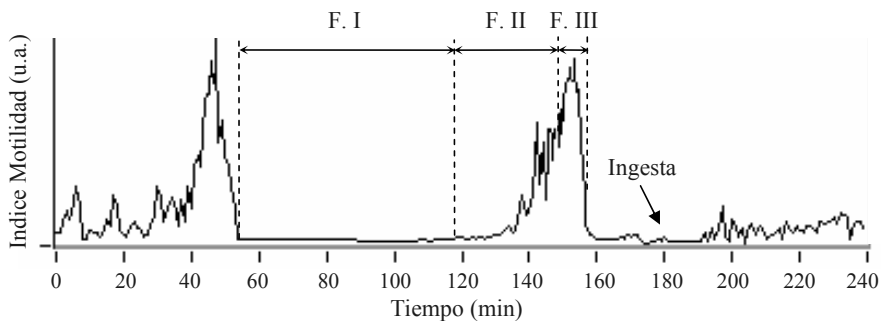
FASE III de máxima actividad. En ella las contracciones se producen en su máxima frecuencia y amplitud. Más del 90% de las OL presentan potenciales de acción superpuestos. También se ha denominado ‘Actividad de Picos Regular’ (‘Regular Spiking Activity’, RSA) [RUCKENBUSH Y BUENO, 1977]. Su duración es de unos 4 a 6 minutos en el perro [PONCE ET AL., 1987]. La fase III se origina en distintos lugares del intestino desde el duodeno al íleo proximal. Aproximadamente el 50% de las fases III empieza en el estómago, aunque esto varía entre individuos. La velocidad de propagación de la fase III disminuye en sentido distal, siendo de unos 8 cm/min en duodeno, de unos 4 cm/min en yeyuno y algo inferior en el íleon

[PONCE ET AL., 1987]. La migración es un prerrequisito para la fase III; si el frente de máxima actividad contráctil no se traslada a lo largo del intestino, no se considera que es una fase III del CMMI.

Algunos autores definen una cuarta fase que sigue a la fase III como el corto periodo de tiempo en el que la actividad vuelve a la quietud de la fase I [CARLSON ET AL., 1972; CODE Y MARLETT, 1975].

La mayor parte del interés en la motilidad gastrointestinal se ha centrado en el estudio del CMMI dado que es la única actividad motora que se puede predecir su ocurrencia en ciertos periodos de tiempo. Así pues, el patrón del CMMI puede ser empleado para evaluar distintos eventos fisiológicos y patológicos, así como efectos farmacológicos. [BRÄNSTROM Y HELLSTROM, 1996]. Sin embargo, se han descrito grandes fluctuaciones de características del CMMI como la duración, velocidad de propagación, amplitud de contracción... para un mismo individuo y entre distintos sujetos [CODE Y SCHLEGEL, 1974; KERLIN Y PHILLIPS, 1982; QUIGLEY ET AL., 1992]. Como consecuencia de esta alta variabilidad es difícil proporcionar valores característicos de normalidad. Esto complica la interpretación de cambios del CMMI debidos a las condiciones experimentales o la interpretación de las características del CMMI. Además, otros factores como sexo, edad, variabilidad propia del CMMI a lo largo del día o dependiendo de la región de intestino, complican la comparación de distintos estudios. [LUIKING ET AL., 1998].

Finalmente, indicar que en paralelo a la actividad motora intestinal conocida como CMMI existe una actividad vascular migratoria intestinal (CVM) tanto en el perro [FIORAMONTI Y BUENO, 1984] como en el hombre [THOLLANDER ET AL., 1996].



**Figura 1.6.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal en estado de ayunas y tras la ingesta (min 180). En la gráfica quedan definidas las fases en que se divide el CMMI.

### 1.5.2. Patrón Postingesta

La toma de alimentos provoca la aparición de actividad contráctil irregular poco tiempo después de la deglución (ver figura 1.6). A la actividad comprendida desde el momento de la ingesta al retorno de la fase III del CMMI se le denomina *patrón postingesta*.

Tras la ingesta de comida, se espera un aumento de la actividad peristáltica debido a la distensión mecánica de la pared abdominal. Sin embargo, se ha observado que la intensidad y número de contracciones peristálticas no se modificaba significativamente, sin embargo sí aumentaba el número de contracciones no propulsivas. [AHLUWALIA ET AL, 1994]

Mioeléctricamente, el patrón postingesta consiste en ráfagas de trenes de picos o spike bursts, aparentemente arbitrarias. [WEISBRODT, 1987]. La mayor parte de estas contracciones



se propagan menos de 2 cm y sirven para mezclar. El número de contracciones por unidad de tiempo depende de la composición física y química de la comida ingerida. Igualmente, la duración de este patrón depende de la cantidad y composición de los alimentos ingeridos. [SARNA ET AL., 1989]

Aunque los periodos y patrones de motilidad son exclusivos por definición, hay evidencias que sugieren una interrelación más compleja. [HUSEBYE, 1999]. Algunos autores sugieren que la ingesta sólo enmascara o suprime el CMMI y que el 'reloj' del CMMI sigue funcionando en estado postingesta. Así pues, parece que el patrón postpandrial se superpondría al CMMI. [HALL ET AL., 1986]



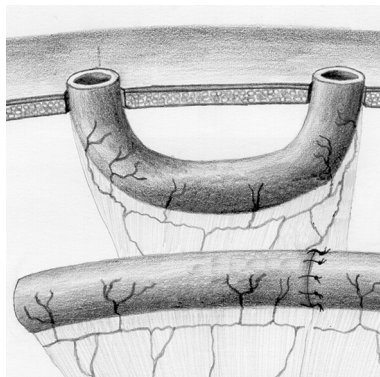
# 2 *Registro de la Motilidad Intestinal*

## **2.1. Introducción. Revisión Histórica**

A lo largo de la historia, gran variedad de técnicas y métodos han sido empleados para el estudio de la actividad motora del intestino delgado. Cada una de las distintas técnicas ha intentado resolver, con distinta eficacia, el difícil acceso anatómico al intestino.

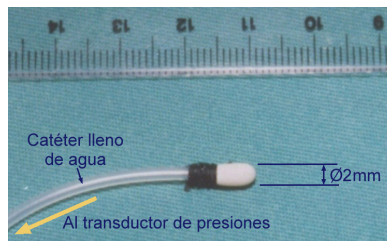
Si bien los máximos esfuerzos en los estudios gastrointestinales se han centrado en el estudio del estómago, a lo largo del último siglo se ha conseguido un gran avance en el desarrollo de técnicas de registro aplicadas al estudio de la motilidad intestinal. En muchas ocasiones estas técnicas fueron aplicadas inicialmente para el estudio y registro de las funciones gástricas y posteriormente fueron adaptadas y empleadas sobre el intestino delgado.

Los primeros estudios de motilidad intestinal tuvieron lugar a mediados del siglo XIX. Fue Beaumont quien en 1825 dirigió los primeros estudios de la motilidad gastrointestinal. Beaumont aprovechó la oportunidad que se le presentó al tratar una herida de bala que “dejó una abertura del tamaño de la mano de un hombre; perforando el estómago”. Esta herida produjo una fístula deprimible que permitía la entrada de un tubo o instrumento y la introducción de sustancias alimenticias [BEAUMONT, 1833]. Los estudios de Beaumont despertaron el interés de otros científicos por la motilidad intestinal. La mayor parte de estudios desarrollados a lo largo del s. XIX fueron realizados mediante la *observación directa* del intestino a través de hernias y fístulas o mediante apertura abdominal en animales anestesiados [BUSCH, 1858; THIRY, 1864]. Estas técnicas permitían observaciones de larga duración y describir varios tipos de contracciones, sin embargo la cuantificación y obtención de registros permanentes no era posible.



**Figura 2.1.** Lazo de Thiry-Vella que mantiene su vascularización y aboca dos extremos a la piel.

A finales del s. XIX se empezaron a emplear técnicas basadas en el **registro de la presión intestinal**. La técnica de introducir un pequeño balón en el lumen intestinal para el registro de las contracciones de la capa muscular circular fue popularizada por el trabajo de Bayliss y Starling [BAYLISS Y STARLING, 1898]. Una modificación de esta técnica es el uso de pequeños catéteres con aperturas por las cuáles un líquido es perfundido. El empleo de catéteres múltiples permite el registro en distintos puntos del intestino. Estas técnicas manométricas permiten la cuantificación y obtención de registros permanentes de la actividad motora durante varios CMMI, durante el sueño y con distintos tipos de alimentos [QUIGLEY ET AL., 1997]. La manometría intraluminal detecta ondas de presión que resultan de las contracciones fásicas de la capa circular. El segmento que se está registrando queda definido por una sola onda de presión. Sin embargo, la información de la actividad contráctil tónica [GREGERSEN ET AL., 1992], el comportamiento de la capa muscular longitudinal [SARNA ET AL., 1989] y las propiedades mecánicas de la pared intestinal [GREGERSEN ET AL., 1992] no son obtenidas mediante manometría intraluminal.



**Figura 2.2.** Microbalón de latex para el registro submucoso de la presión intestinal.

Estas técnicas, especialmente usando catéteres de perfusión, son las más empleadas en la actualidad tanto con fines clínicos como de investigación por no necesitar cirugía, ser poco costosas y registrar mediante un método directo las contracciones intestinales. El catéter se introduce vía nasal u oral, la posición se verifica mediante métodos fluoroscópicos [MEARIN Y MALAGELADA, 1993]. En cualquier caso supone un grave inconveniente debido a la incomodidad del paciente, especialmente en registros prolongados. También hay autores que destacan la dificultad de dejar el extremo del catéter en el punto deseado [QUIGLEY, 1992], además de la dificultad de atravesar el píloro con el catéter. A todo ello se han de unir los diversos problemas fisiológicos como la provocación de modelos de motilidad no normales derivados de la continua irrigación de un fluido en el intestino [CHRISTENSEN ET AL., 1971; WEISBRODT, 1987] o la posible oclusión de la luz que puede llegar a producir el vómito [MEARIN Y MALAGELADA, 1993].

Cannon introdujo las **técnicas radiográficas** a principios del siglo XX [CANNON, 1902] estudiando los movimientos de intestino de gato. Muchos de los términos y descripciones realizadas por Cannon en este artículo todavía se emplean en la actualidad. Las principales ventajas de estas técnicas es que se pueden observar el movimiento del material en el lumen, y que los experimentos se pueden realizar con el sujeto en estudio consciente y sin apenas afectar a la medida. Sin embargo, es difícil estudiar algunas áreas del intestino debido al entramado y bucles intestinales. Además, las contracciones musculares no pueden observarse directamente ni ser cuantificadas. Posteriormente, la cineradiografía con registros en cinta magnética resolvió algunas de las limitaciones de estos primeros estudios en los que el registro permanente sólo era posible mediante el trazado de imágenes y los posibles riesgos de sobrexposición a la radiación [ONO ET AL., 1968].

También en los inicios del s. XX se llevaron a cabo los primeros estudios de la actividad contráctil con **registros mioeléctricos** extracelulares aplicados a la superficie de la

serosa. El primer registro de las ondas lentas eléctricas fue hecho de la molleja de pollo [MARIMON, 1907]. Álvarez y Mahoney realizaron el primer registro de la actividad eléctrica en mamífero al colocar electrodos sobre el ombligo de un hombre de abdomen delgado [ALVAREZ Y MAHONEY, 1922]. Sin embargo, el interés y empleo de estas técnicas no se populariza hasta que se desarrollan y mejoran los dispositivos electrónicos de registro [BASS, 1968]. Las principales ventajas de estas técnicas son el no afectar a la medida, facilidad de implantación de electrodos en distintas especies y su reducido coste. Su principal inconveniente es la necesidad de una intervención quirúrgica para la fijación de electrodos.

Durante décadas, gran cantidad de autores han estudiado el tránsito de material dentro del intestino. Para ello han seguido el progreso de sustancias trazadoras [MENVILLE Y ANE, 1932; CONNELL, 1970], isótopos radioactivos [SUMMERS ET AL., 1970] o han empleado el test de respiración de hidrógeno [CORBET ET AL., 1981]. Todas estas técnicas que tan sólo monitorizan el *tránsito intestinal* no proporcionan apenas información sobre los tipos y patrones de contracción que producen ese tránsito. Sin embargo, el empleo de estas técnicas combinadas con otras que midan las contracciones intestinales es de gran utilidad para estudiar el efecto propulsivo de los distintos tipos de contracciones.

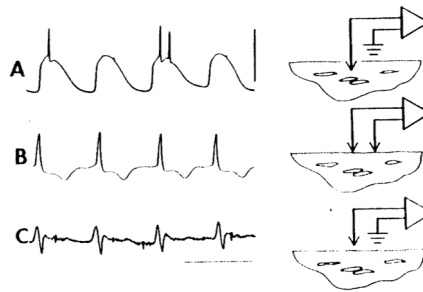
Durante la segunda mitad del s. XX diversos investigadores optaron por emplear *transductores de fuerza y desplazamiento* (galgas) unidos a la serosa para el registro de la actividad mecánica intestinal [LOUCKES ET AL., 1960; FARRAR, 1963; BASS Y WILEY, 1972]. Estos transductores permiten el registro directo de las contracciones mecánicas del músculo. Además con una orientación adecuada pueden medirse independientemente las contracciones de la capa muscular longitudinal y circular. A diferencia de técnicas intraluminales como las manométricas, no afectan al paso del quimo ni inducen reflejos peristálticos [BASS Y WILEY, 1972]. Sin embargo el empleo de galgas resulta económicamente más caro y su colocación de gran dificultad [MARTÍNEZ DE JUAN, 1998]. Además, el hecho de estar rígidamente unidas a la serosa altera la contractilidad del intestino [ITO ET AL., 1978].

El estudio de la motilidad intestinal también ha sido abordado realizando estudios *in vitro* [ALVAREZ, 1968; PERKINS 1971, GOLDHILL ET AL., 1995] sobre todo mediante el estudio de señales intracelulares [SZURSZEWski, 1987]. Las técnicas *in vitro*, tienen la ventaja de que el tejido está directamente accesible para su estudio y la influencia de otros nervios, órganos o transmisores químicos puede ser eliminada, siendo además más sencillo controlar el entorno del tejido. Sin embargo es muy difícil relacionar lo que sucede en preparaciones *in vitro* con lo que ocurre en un sujeto intacto.

## 2.2. Registro de la señal mioeléctrica intestinal

Como se describió en el apartado 1.3 las células de las capas musculares del intestino presentan variaciones en su potencial de membrana. El primer registro de la actividad eléctrica intestinal en mamíferos fue realizado por Alvarez y Mahoney en 1922 [ALVAREZ Y MAHONEY, 1922]. Se trataba de un registro no invasivo de la actividad eléctrica extracelular mediante electrodos de superficie colocados sobre el ombligo de un paciente con abdomen delgado. Sin embargo, en estos primeros registros no se pudo establecer relación con la motilidad intestinal dado que la constante de tiempo del galvanómetro utilizado no permitía el registro de los potenciales rápidos de acción. Así pues, hasta que se mejoraron las técnicas de registro bioeléctrico no se pudo establecer la correlación directa con la motilidad intestinal [BASS ET AL., 1961; BASS Y WILEY, 1965]. Las técnicas mioeléctricas han vivido un gran avance en paralelo con el desarrollo de la instrumentación electrónica y las técnicas de tratamiento de señal por su sencillez y calidad de registro frente a otras técnicas como las manométricas.

Para el registro de la actividad eléctrica que se produce en las células del músculo liso pueden utilizarse electrodos intracelulares principalmente para experiencias 'in vitro' [PROSSER Y BORTOFF, 1969; BORTOFF, 1975] o electrodos extracelulares [BASS ET AL., 1961] en experiencias 'in vitro' o 'in vivo'. En la figura 2.3 se puede observar la señal obtenida mediante técnicas de registro intracelulares y extracelulares. Ambas técnicas requieren intervención quirúrgica. Por este motivo, como se verá posteriormente, en las últimas décadas ha aumentado el interés por el registro de la actividad eléctrica en pared abdominal. Principalmente para el registro de la actividad gástrica [ABELL ET AL., 1985; CHEN Y MCCALLUM, 1991; CHEN ET AL., 1993A; MINTCHEV ET AL., 1993; SMOUT ET AL., 1980B; VAN DER SCHEE Y GRASHUIS, 1987] y más tímidamente para el registro de la actividad intestinal [CHEN ET AL., 1993B, BRADSHAW ET AL., 1997].



**Figura 2.3.** Registros intracelulares (A), extracelulares bipolares (B) y monopolares (C) registrados en yeyuno aislado de gato [BORTOFF, 1975]

### 2.2.1. Registro de la Señal Eléctrica Intracelular

Son muchos los autores que han estudiado la electrofisiología de las células del músculo liso del intestino delgado [BORTOFF, 1975; KOBAYASHI ET AL., 1967]. Los potenciales en reposo medidos intracelularmente oscilan entre  $-50$  mV y  $-70$  mV en las células del músculo liso. Sobre este potencial de reposo, bajo ciertas condiciones, aparecen los potenciales de acción (apartado 1.4.2) coincidiendo con la contracción de la célula.

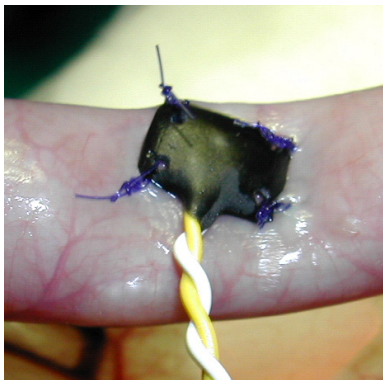
Desde hace más de un década, los fisiólogos están trabajando con estas técnicas en la modelización de las propiedades eléctricas del músculo liso intestinal. [FU Y BARDAKJIAN, 1991; MIFTHAKOV ET AL., 1999]. Debe tenerse en cuenta que el músculo liso intestinal es una de las mayores fuentes de conocimientos para los fisiólogos especialistas en distintos órganos del cuerpo, de entre los que se puede destacar el corazón.

### 2.2.2. Registro de la Señal Eléctrica Extracelular

En la actualidad los registros de la actividad mioeléctrica de la capa muscular intestinal son de gran aceptación y frecuentemente empleados si bien, dada su invasividad, fundamentalmente con fines de investigación. [SZURSEWSKI, 1969; ØIGGARD Y DORPH, 1974A-B; PONCE ET AL., 1982; JANSSENS ET AL., 1992; BRÄNSTRÖM Y HELLSTRÖM, 1996; LAMMERS ET AL., 1997; MARTINEZ DE JUAN ET AL., 2000; DE PONTI ET AL., 2001; VAN SCHELVEN ET AL., 2002].

Los electrodos empleados para estos registros extracelulares pueden ser colocados sobre la serosa intestinal o intraluminalmente. Si bien, no existen diferencias significativas en el registro simultáneo en ambas localizaciones [TSUCHIDA Y KIMURA, 1966], se prefiere la fijación en serosa por las posibles oclusiones de la luz e inducción de reflejo peristáltico de la mucosa derivadas del uso de electrodos intraluminales. En esta técnica, se suturan los

electrodos en la serosa intestinal, de forma que la aguja quede entre las dos capas musculares del intestino. Se implantan de forma crónica en el paciente en estudio (humanos o animales), permitiendo registrar la actividad eléctrica a través de unos cables que se exteriorizan hasta la piel. Destacar además el empleo generalizado de electrodos bipolares frente a monopolares por su menor contenido de ruido e interferencias [ØIGGARD Y DORPH, 1974A; CRENNER ET AL., 1989].



**Figura 2.4.** Fotografía implantación electrodos para el registro en serosa intestinal.

### ***2.3. Técnicas No Invasivas de Registro de Motilidad Intestinal***

Como ha quedado reflejado en los apartados anteriores, existe una gran diversidad de técnicas para el registro de la actividad intestinal. Cada una de ellas presenta distintas ventajas e inconvenientes. Ahora bien, la mayor parte de las técnicas citadas hasta el momento presentan un inconveniente común que limita su aplicación con fines clínicos: la **invasividad**.

En la actualidad, las técnicas manométricas, sobre todo las que emplean catéteres de perfusión, son las únicas que se aplican con fines clínicos aunque sólo en centros especializados [QUIGLEY, 1996]. Si bien, esta técnica no requiere intervención quirúrgica y siempre ha sido clasificado como una técnica no invasiva, lo cierto es que el elemento sensor deber ser colocado ‘en’ el intestino vía sonda nasal u oral con lo que podría considerarse una técnica semi-invasiva y no será tratada dentro de este apartado.

Durante las últimas décadas, aprovechando los distintos avances tecnológicos, un gran número de investigadores ha centrado sus esfuerzos en el desarrollo de técnicas que sean capaces de registrar la actividad motora del intestino de una forma no invasiva. Entre estas técnicas destacan el registro del sonido intestinal, las técnicas de ultrasonido y el registro en superficie abdominal de la señal eléctrica y magnética intestinal.

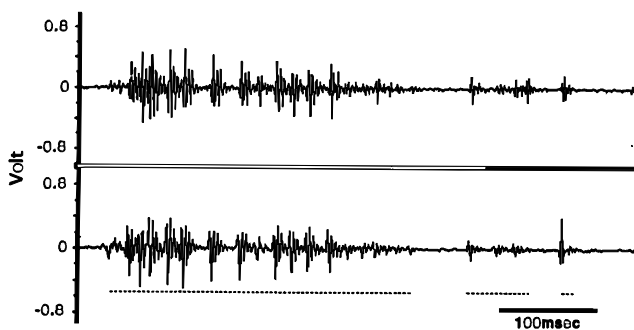
#### **2.3.1. Registro Sonido Intestinal**

Los distintos estudios basados en esta técnica parten de la hipótesis que las contracciones intestinales (peristálticas) y transporte de contenidos intestinales generan señales acústicas que dependen de los patrones de motilidad, contenido intestinal y condiciones de la pared intestinal. Se cree que estos y otros factores se ven alterados considerablemente con distintas enfermedades intestinales, y que estos cambios pueden producir alteraciones importantes en los sonidos intestinales (BS) [SUGRUE Y REDFERN, 1994; SANDLER Y MANSY, 1996 A-B; ARNBORNSSON Y BENGMARK, 1983]. Por lo que el registro de la señal acústica en la pared abdominal puede ser útil para el diagnóstico de patologías gastrointestinales.

Cannon fue el primero en usar los sonidos del intestino como una forma de estudiar la actividad mecánica del tracto gastrointestinal [CANNON, 1905]. Desde este primer trabajo, ha habido una falta de interés en la auscultación abdominal fundamentalmente debida a su falta de base científica y no por su falta de información para el diagnóstico. No es hasta entrada la segunda mitad del s. XX que resurge el interés por esta técnica de registro proliferando los estudios de los sonidos intestinales [HORN AND MYNORS, 1966; WATSON Y KNOX, 1967; DALLE ET AL, 1975; POLITZER ET AL., 1976]. Sin embargo, no se alcanzaron grandes logros fundamentalmente debido al empleo de técnicas de análisis triviales y poco adecuadas [HADJILEONTIADIS ET AL., 1999]. En la actualidad, gracias a los avances en hardware y software, que han facilitado el almacenamiento y procesado de grandes cantidades de sonidos intestinales, esta técnica ha recuperado el interés de la comunidad científica.

Estudios recientes han estudiado simultáneamente las contracciones intestinales, el tránsito intestinal y los sonidos intestinales [TOMOMASA ET AL., 1999]. Estos estudios han demostrado la correlación de los sonidos intestinales con el tránsito intestinal. Estos trabajos han estudiado la relación existente entre los BS y las distintas fases del CMMI en ayunas. Los resultados muestran un aumento de BS con la fase II y III del CMMI, alcanzándose valores máximos durante el final de la fase II reduciéndose ligeramente durante la fase III donde la actividad contráctil es máxima. Esto parece indicar una correlación entre los BS y la propulsión intestinal más que el grado de actividad motora. Los resultados de la comparación del registro de tránsito intestinal con el registro de BS corroboran esta hipótesis. [TOMOMASA ET AL., 1999]. Así pues, parece ser que los sonidos intestinales reflejan la cantidad real de transporte intraluminal, y no la motilidad intestinal que es lo que determina la posibilidad de transporte.

Los sonidos intestinales pueden ser registrados de forma no invasiva y durante largos periodos de tiempo mediante el empleo de micrófonos o acelerómetros colocados en el abdomen afeitado del sujeto en estudio. Una de las mayores limitaciones son las interferencias de otras señales acústicas derivadas del corazón, estómago, respiración, músculos y sonidos ambientales [MANSY Y SANDLER, 1997]. Los sonidos del corazón son la principal fuente de interferencia teniendo además un ancho de banda que se superpone al de la propia señal intestinal. La interferencia introducida por la respiración es de dos tipos; el primero es el sonido generado por el flujo de aire en el sistema pulmonar, y el segundo por el movimiento del cuerpo con la respiración. Debido a esto, numerosos autores centran sus esfuerzos en la mejora de la calidad de los registros. Para ello los registros se efectúan en salas con aislamiento acústico adecuado, y se están aplicando técnicas avanzadas de tratamiento de señal como filtros adaptativos [MANSY Y SANDLER, 1997] y wavelets [HADJILEONTIADIS ET AL., 1999].



**Figura 2.5.** Sonidos gastrointestinales registrados en 2.52 cm encima del ombligo y entre el ombligo y la unión púbrica [TOMOMASA ET AL., 1999].



Algunos autores están realizando estudios sobre el efecto de distintas patologías sobre los sonidos intestinales. Así, se ha visto el efecto sobre los BS en pacientes con obstrucción mecánica [SUGRUE Y REDFERN, 1994; SANDLER Y MANSY, 1996 A-B] y con íleo paralítico debido a apendicitis aguda [SUGRUE Y REDFERN, 1994; ARNBORNSSON Y BENGMARK, 1983] obteniéndose resultados prometedores. Pese a todo, problemas como la falta de información cuantitativa, a excepción del número de BS por unidad de tiempo, o el hecho de que los BS de distintos segmentos intestinales se registren simultáneamente sin poder precisar su origen, limitan una mayor aplicación de estas técnicas.

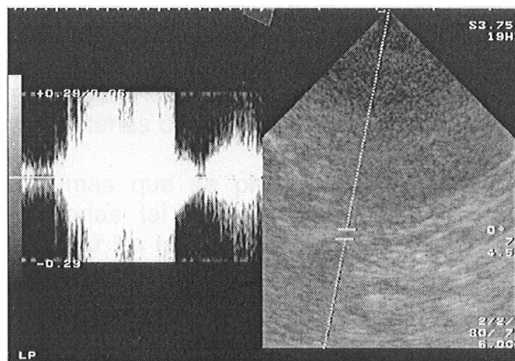
### 2.3.2. Técnicas de Ultrasonido

Las técnicas de ultrasonido han sido ampliamente utilizadas para la evaluación de la estructura intestinal y el espesor de la pared intestinal tanto en condiciones normales como patológicas [FLEISCHER ET AL., 1979; DUBBINS, 1984; PRADEL ET AL., 1997; VALETTE ET AL., 2001; ASTEGIANO ET AL., 2001] y más tímidamente para el estudio de la motilidad gastrointestinal [HAUSKEN ET AL., 1992; YONG-JOO ET AL., 2001; GIMONDO Y LA BELLA, 1995, GIMONDO Y MIRK, 1997; CHOI ET AL., 2002].

El ultrasonido Doppler permite visualizar gráficamente el movimiento intestinal, pudiendo realizar análisis cuantitativos y cualitativos de estos movimientos. Se han clasificado movimientos intestinales registrados mediante esta técnica en movimientos probablemente peristálticos y no peristálticos en función su amplitud y duración asociada atendiendo a criterios subjetivos [GIMONDO Y MIRK, 1997].

La principal ventaja de las técnicas de ultrasonidos es que permiten el registro en condiciones fisiológicas. Sin embargo, la presencia de gas en el intestino provoca artefactos de reverberación en prácticamente toda la pared intestinal. La presión introducida por el operador del elemento sensor así como los movimientos asociados a la respiración del paciente son otras fuentes de artefactos. La interpretación de los registros de ultrasonidos requiere una observación minuciosa y experiencia por parte del personal clínico [GIMONDO Y LA BELLA, 1995].

Las técnicas de ultrasonido presentan, a falta de un mayor estudio y la aplicación de técnicas modernas de procesamiento de señal, buenas perspectivas de futuro para el estudio no invasivo de los movimientos intestinales y sus posibles patologías asociadas. Si bien las necesidades de material y personal médico asociadas a su uso pueden restringir su ámbito de aplicación.



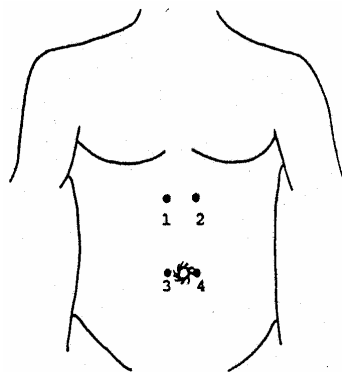
**Figura 2.6.** Registro de ultrasonidos en perros. Se observan incrementos de duración superior a los 2s asociadas al peristaltismo [YONG-JOO ET AL., 2001].

### 2.3.3. Registro Señal Mieléctrica Intestinal

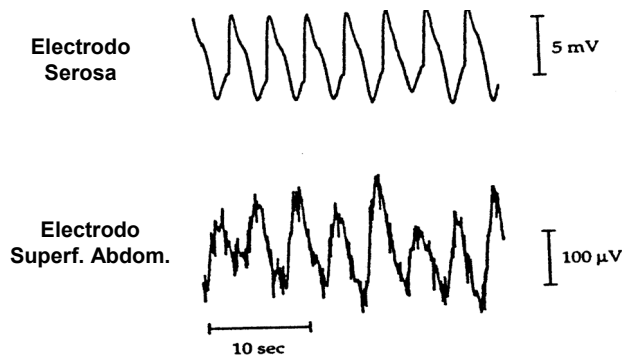
Como se explicó anteriormente, las células musculares intestinales presentan cambios en su potencial eléctrico de membrana. Estas diferencias de potencial provocan corrientes eléctricas que fluyen en dirección longitudinal axial. El espacio extracelular, separado del intracelular por la membrana de la célula, proporciona el espacio de retorno del flujo de corriente. Mediante electrodos de superficie se puede medir la diferencia de potencial resultado del flujo de corriente entre dos puntos. Así pues, los electrodos de superficie registran los potenciales eléctricos intestinales a través del músculo liso y las distintas capas abdominales. La forma de onda y el espectro en frecuencia registrados mediante electrodos de superficie se ven atenuados por los tejidos que hacen de aislante eléctricos entre los electrodos y la fuente de señal [SEIDEL ET AL., 1999A].

Este tipo de técnicas han sido ampliamente empleadas y desarrolladas para el registro de la señal eléctrica del cerebro (EEG), corazón (ECG) y durante las últimas dos décadas en el registro de la señal gástrica (EGG) [MINTCHEV ET AL., 1993; MINTCHEV Y BOWES 1996; AKIN Y SUN, 1999; FAMILONI ET AL., 1991]. Sin embargo, su aplicación al estudio de la actividad intestinal se limita a unos pocos estudios [CHEN ET AL., 1993B; LIN Y CHEN, 1994A; BRADSHAW ET AL. 1997]. Estos trabajos han destacado la pequeña amplitud de la señal eléctrica intestinal en superficie (centenas de microvoltios) y han centrado sus esfuerzos en el estudio de la onda lenta, que no traduce motilidad intestinal.

En 1993 Chen *et al.* realizan el primer estudio de la señal eléctrica intestinal en superficie abdominal desde los primeros estudios no invasivos gastrointestinales realizados por Alvarez y Mahoney en 1922. En este trabajo, Chen empleó parejas de electrodos monopolares de contacto separados 5 cm situados sobre el estómago distal y junto al ombligo [CHEN ET AL., 1993B]. La señal registrada sobre el área intestinal presentaba una frecuencia dominante de 9-12 cpm, la cuál coincide con los valores típicos de la frecuencia de la OL en humanos, 12 cpm en duodeno decreciendo aboralmente. El registro simultáneo de la frecuencia respiratoria permitió descartar la respiración como posible fuente de esta señal. Si bien, sí cabe citar la respiración junto a la señal gástrica y cardiaca como las principales fuentes de interferencia en el registro de la señal eléctrica intestinal en superficie abdominal. La aplicación de técnicas como el filtrado adaptativo permite mejorar la relación señal-ruido y eliminar interferencias [LIN Y CHEN, 1994A].



**Figura 2.7.** Colocación de los electrodos para el registro en superficie abdominal de humanos del EGG (electrodos 1-2) y del EEnG (electrodos 3-4). [CHEN ET AL., 1993B].



**Figura 2.8.** Registro de la señal mioeléctrica intestinal en serosa intestinal y superficie abdominal de conejo [BRADSHAW ET AL., 1997].

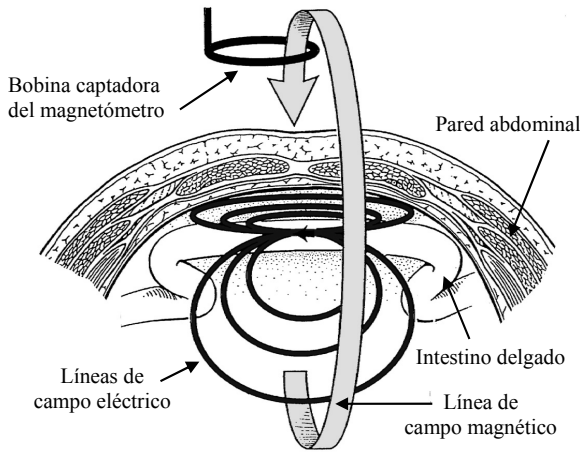
En 1997 Bradshaw registró simultáneamente la señal eléctrica intestinal (interna y de superficie) y la señal magnética intestinal de conejo [BRADSHAW ET AL., 1997]. El análisis espectral de las señales mostró un máximo en la frecuencia de 15 cpm para las 3 señales adquiridas coincidente con la frecuencia de la OL intestinal del conejo. Este estudio también demostró la atenuación de la señal eléctrica registrada en superficie al interponer en las capas abdominales un material aislante eléctrico.

El empleo de técnicas modernas de adquisición, tratamiento y procesado de señal aplicadas al estudio de la señal eléctrica intestinal registrada en superficie abdominal puede resultar de gran utilidad para la detección no invasiva de la motilidad intestinal y de patologías intestinales que afectan a la actividad eléctrica del músculo liso como la pseudo-obstrucción intestinal, íleo paralítico, obstrucción mecánica, síndromes de dismotilidad, síndrome de Roux y síndrome de intestino irritado. [BRADSHAW ET AL., 1997]

#### 2.3.4. Registro Señal Magnética Intestinal. Magnetoenterografía.

Las corrientes bioeléctricas asociadas con la actividad eléctrica gastrointestinal producen campos magnéticos que pueden ser medidos. Los campos biomagnéticos son 9 órdenes de magnitud más pequeños que el campo magnético terrestre, así pues, el registro de estas señales biomagnéticas requiere un instrumento de detección de muy alta sensibilidad. Los primeros registros de los campos magnéticos en tejidos vivos se realizó en los años 60 [BAULE Y MCFEE, 1963]. En la actualidad, el registro de la señal magnética cerebral, un orden de magnitud más débil que la intestinal, es una práctica habitual en investigación [WILLIAMSON Y KAUFMAN, 1981]. En 1994, Golzarian *et al.* registraron la señal magnética intestinal mediante un magnetómetro superconductor de interferencias cuánticas (SQUID) [GOLZARIAN ET AL., 1994]. Se ha probado la fuerte correlación entre la frecuencia de la OL de la señal magnética y de la señal eléctrica registrada en serosa [BRADSHAW ET AL., 1997; ALLOS ET AL., 1997; SEIDEL ET AL., 1999A-B]. Estos trabajos además demostraron la capacidad de esta técnica para la detección de isquemia intestinal de origen arterial y venoso.

Una de las ventajas de estas técnicas frente a las mioeléctricas de superficie es que los campos magnéticos no están tan afectados por las conductividades de las capas abdominales, ya que estos campos están mediados por la permeabilidad magnética relativamente constante de los tejidos. [WILLIAMSON Y KAUFMAN, 1981]



**Figura 2.9.** Esquema que muestra el principio de funcionamiento de la magnetoenterografía. [BRADSHAW *ET AL.*, 1997].

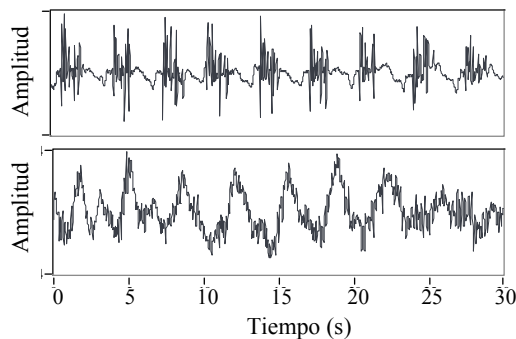
Las principales fuentes de interferencia son las debidas a: la red eléctrica y otros campos magnéticos del entorno, así como otras fuentes biológicas, especialmente el corazón y estómago [BRADSHAW *ET AL.*, 1997]. La respiración y el movimiento de componentes magnéticos en el intestino son otras fuentes de interferencia [SEIDEL *ET AL.*, 1999A]. Los pacientes en estudio han de seguir una dieta de alimentos no-magnéticos durante 72h antes del experimento. Los estudios deben realizarse en una sala completamente apantallada, a la que no se puede acceder durante las sesiones de registro pues se produce una distorsión de las señales magnéticas, especialmente las de baja frecuencia. Además es necesario helio líquido para enfriar criogénicamente (9° Kelvin) algunos elementos del SQUID [ALLOS *ET AL.*, 1997]. Estos problemas además del alto costo del equipo deben ser solucionados para introducirse de una forma más amplia en el entorno clínico. En la actualidad sólo existe un magnetoenterógrafo y está ubicado en Tenesse, EEUU.

# 3 *Análisis de la Señal Mioeléctrica Gastrointestinal*

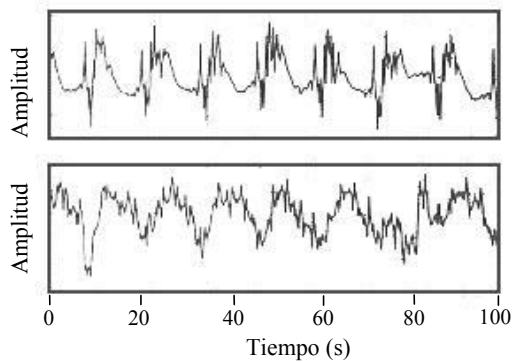
## 3.1. *Introducción*

Como se ha descrito en apartados anteriores, las células del músculo liso del aparato gastrointestinal presentan variaciones de su potencial eléctrico de membrana asociadas a su actividad motora. Estas variaciones de potencial generan señales bioeléctricas que pueden ser registradas. Si el registro de estas señales se efectúa sobre la propia capa muscular generadora de la señal, hablaremos de registros mioeléctricos internos. Si la señal se adquiere sobre la superficie abdominal hablaremos de registros externos o de superficie. La señal mioeléctrica intestinal adquirida internamente se denomina electroenterograma (EEnG) interno. Análogamente, si esta señal se registra externamente se denomina electroenterograma de superficie. Definiciones análogas se describen para señales similares como la procedente del estómago, el electrogastrograma (EGG).

En las figura 3.1 y 3.2 se observa como la señal registrada internamente es una señal multicomponente formada por la omnipresente onda lenta (OL) y esporádicos potenciales rápidos de acción (spike bursts, SB) asociados a la contracción mecánica muscular. Las OL se propagan rápidamente por la capa longitudinal y circular del músculo mientras que los SB son más localizados. Los electrodos en serosa captan la actividad eléctrica de un punto del intestino, mientras que en el registro de superficie la mayor distancia al foco de señal hace que este registro cubra una mayor zona intestinal. Este hecho junto con el efecto de filtrado pasabajo de las distintas capas abdominales [AKIN Y SUN, 1999] resultan en que los spikes no puedan identificarse visualmente en el registro de superficie aunque sí las OL [SMOUT ET AL., 1980; CHEN, 1989, MINTCHEV ET AL., 1993].



**Figura 3.1.** Registros simultáneos en perro del EEnG interno (traza superior) y en superficie (traza inferior)



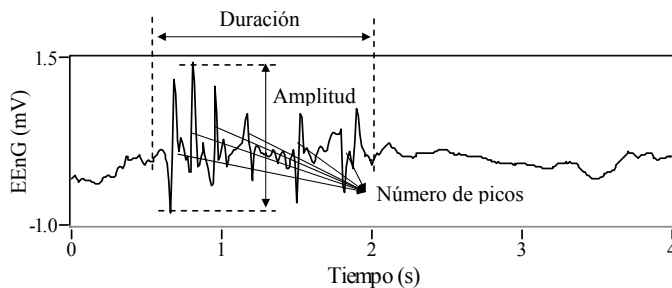
**Figura 3.2.** Registros simultáneos en perro del EGG: interno (traza superior) y en superficie (traza inferior) [AKIN Y SUN, 1999].

Es innegable la importancia del estudio de estas señales bioeléctricas para comprender el funcionamiento de estómago e intestino así como para el diagnóstico de patologías. Esto, ha alentado a la comunidad científica al desarrollo y aplicación de numerosas técnicas de análisis. A lo largo de los próximos apartados se describen las distintas técnicas empleadas para el estudio de estas señales. Se hace especial hincapié en aquellas técnicas aplicadas sobre el electroenterograma interno por ser la señal origen de la señal registrada en superficie objeto de esta tesis doctoral. También, dada la escasez de estudios de la señal de superficie de origen intestinal, por su similitud se hace referencia especial a la señal gástrica registrada en superficie (EGG).

### 3.2. Técnicas Temporales

El estudio de las señales gastrointestinales durante los años 80 y parte de los 90 se fundamentaba en el empleo de técnicas de análisis de series temporales. Los trabajos desarrollados en esta línea tratan de definir parámetros que caractericen la motilidad gástrica o intestinal a partir de la evolución temporal de la señal. Estos trabajos pueden dividirse en dos grandes grupos: caracterización de la señal por cruce de niveles umbral, y tratamiento directo de señal. Estas técnicas se han aplicado fundamentalmente sobre la señal mioeléctrica interna dado lo incipiente de los registros en superficie y la dificultad en la identificación de la actividad de spikes en estos registros no invasivos.

Las técnicas basadas en el **cruce de niveles umbral** tratan de caracterizar la actividad de la OL y principalmente de SB (directamente asociados a la actividad motora) mediante la obtención de parámetros como su amplitud, duración, nº de SB, nº de picos por ráfaga de SB.... Estos parámetros pueden obtenerse mediante técnicas analógicas de comparación (comparadores con histéresis, disparadores Schmitt...) [BARNETT ET AL., 1987; CRENNER ET AL., 1982; CHALLIS ET AL., 1989; HIESINGER ET AL., 1978] o mediante técnicas digitales [FLATT Y SUMMERS, 1987; SUMMERS ET AL, 1982; HIESINGER ET AL, 1978; ROELOFS ET AL, 1987; DE PONTI ET AL., 1988; VAN SCHELVEN ET AL., 2002]. En general, para facilitar la extracción de parámetros, se realiza un filtrado de la señal tratando de separar la OL [0.03Hz, 5Hz] de los SB [4Hz, >7Hz]. En cualquier caso, la fijación de los umbrales de comparación siempre se realiza, en mayor o menor grado, bajo criterios subjetivos como ellos los propios investigadores reconocen [CHALLIS ET AL., 1989].



**Figura 3.3.** SB y parámetros en el dominio del tiempo que ayudan a caracterizarlo.

Tampoco hay unanimidad en cuanto a qué parámetro representa mejor la actividad motora gastrointestinal aunque las más utilizadas son el porcentaje de ondas lentas acompañadas de SB durante un intervalo de tiempo (1 o 2 minutos) [DUSDIEKER Y SUMMERS, 1980; WEISBRODT 1987] y el número de SB que se generan en un minuto [GROH ET AL., 1984; ZENILMAN ET AL., 1992]. Hay que destacar que estos parámetros proporcionan índices de motilidad discretos basados en el número de contracciones (aprox. 12 valores posibles en el hombre y 18 en el perro) pero no valoran la intensidad de las mismas.

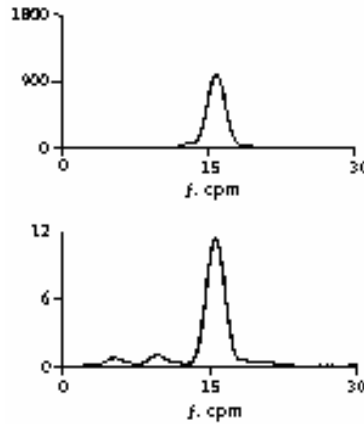
El otro gran grupo de técnicas de análisis temporal de la señal mioeléctrica gastrointestinal es el formado por aquellas que realizan un **tratamiento directo de la señal**. Dentro de estas técnicas destacan la obtención del valor eficaz de la señal o la integración de la misma durante periodos de tiempo [LATOUR, 1978; LATOUR Y FERRÉ, 1985; NETO ET AL., 1999]. Estas técnicas permiten obtener índices más objetivos de la energía de la señal valorando no sólo la presencia de contracciones sino también su intensidad.

### 3.3. Técnicas Espectrales

La señal mioeléctrica gastrointestinal se trata de una señal muy característica que se puede tratar como un proceso estocástico, y que tiene unas componentes espectrales muy determinadas y separadas (asociadas a la actividad de la OL y de los SB). Esto ha llevado a numerosos autores a emplear técnicas de estimación espectral para su estudio. [REDDY ET AL., 1987; VAN DER SCHEE Y GRASHUIS, 1987; CHEN ET AL., 1993A,B; BRADSHAW ET AL., 1997; MINTCHEV Y BOWES, 1996; SEIDEL ET AL., 1999A-B; MARTÍNEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]

Las técnicas de estimación espectral se pueden dividir en dos grandes grupos: técnicas no paramétricas o clásicas, y técnicas no paramétricas.

Los **estimadores no paramétricos o clásicos** se basan en la estimación de la secuencia de autocorrelación de un proceso aleatorio a partir de un conjunto de datos y posteriormente aplican la transformada rápida de Fourier para la estimación del espectro. Los estimadores no paramétricos más importantes son los basados en el periodograma. Los principales inconvenientes de estos estimadores son el efecto del ventanado sobre el espectro así como la alta variabilidad de la estimación [COHEN, 1995]. Para reducir estos efectos se han diseñado distintos perfiles de ventanado (periodograma modificado) y se han introducido estimadores que reducen la variabilidad mediante el solapamiento y promediado. Otra desventaja de estos estimadores es la selección del tamaño de ventana, puesto que tiempos de análisis más pequeños empeoran la resolución en frecuencia [CRENNER ET AL., 1982; CLARKE ET AL. 1984]. Esto se debe a que el espectrograma queda limitado por el principio de incertidumbre por el tratamiento que se hace de la señal [COHEN, 1995]



**Figura 3.4.** Densidad espectral de potencia obtenida del EEnG interno (traza superior) y de superficie (traza inferior) de conejo obtenida mediante modelos AR [BRADSHAW ET AL., 1997].

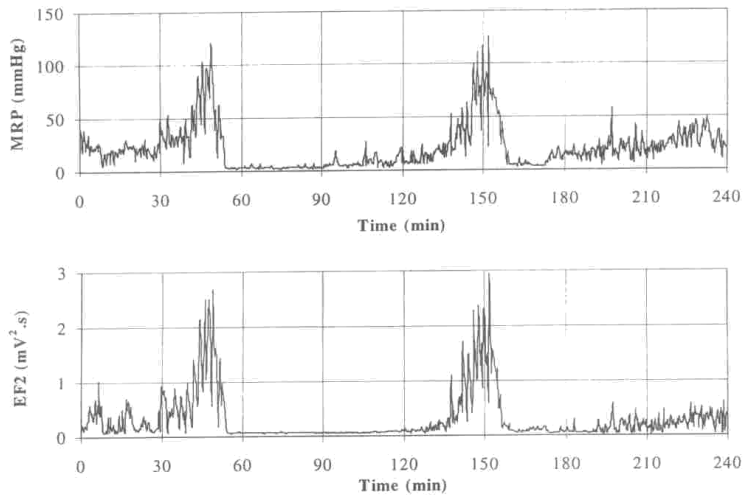
Los **estimadores paramétricos** modelan el comportamiento de la señal mediante una serie de parámetros, posteriormente el cálculo de la distribución en frecuencia de la señal se realiza a partir de los parámetros del modelo [ZHANG, 1998]. Los principales estimadores paramétricos son los basados en modelos autorregresivos (AR), de media móvil (MA) o una combinación de ambos (ARMA). Los modelos AR permiten obtener con mayor precisión la frecuencia fundamental de una señal incluso cuando no se dispone de un gran número de datos, sin embargo las técnicas no paramétricas obtienen una mejor representación de la distribución en frecuencias de la señal [MARTÍNEZ-DE-JUAN, 1998; AKIN Y SUN, 1999].

La aplicación de este tipo de técnicas, concretamente la transformada rápida de Fourier (FFT), sobre la señal mioeléctrica interna permitió caracterizar los periodos de la OL a lo largo del tracto gastrointestinal [LINKENS Y CANNELL, 1974]. Se observó que en el hombre se tiene 0.05 Hz (3cpm) y 0.2 Hz (12cpm) en el estómago y duodeno respectivamente. En el caso del perro se obtiene 0.1 Hz (6 cpm) a nivel gástrico y 0.3 Hz (18 cpm) a nivel duodenal. La frecuencia disminuye a lo largo del intestino en sentido aboral.

Desde estos primeros trabajos diversos autores han estudiado la OL registrada internamente o en superficie aplicando técnicas de estimación espectral tanto no paramétricas [SMOUT ET AL., 1980; BRADSHAW ET AL., 1997; MINTCHEV ET AL., 1997; QIAN ET AL., 1999] como paramétricas [CHEN ET AL., 1993B; SEIDEL ET AL., 1999A-B]. Todos estos estudios han mostrado la coincidencia en la frecuencia fundamental de la señal registrada internamente y en superficie tanto para la señal gástrica como intestinal tanto en condiciones normales como en presencia de arritmias [SMOUT ET AL., 1980; FAMILONI ET AL., 1991, CHEN ET AL., 1993A] o condiciones patológicas [BRADSHAW ET AL., 1997; SEIDEL, 1999A-B]. Sin embargo diversos autores encuentran poca fiabilidad en los registros de superficie para detectar problemas de sincronismo de la OL [MINTCHEV ET AL., 1997; FAMILONI ET AL., 1991]; probablemente debido que estos eventos se producen en puntos muy localizados y el registro externo abarca una mayor superficie de registro.

Sin embargo, son sorprendentemente escasos los trabajos que defienden el empleo de técnicas de estimación espectral no sólo a las OL, sino al electroterograma completo para el estudio de la actividad contráctil [REDDY ET AL., 1987; MARTÍNEZ DE JUAN ET AL., 2000]. Se ha demostrado que parámetros derivados de la distribución espectral de potencia de la señal mioeléctrica interna como la frecuencia media (FM), la energía total (EF) y la energía sobre



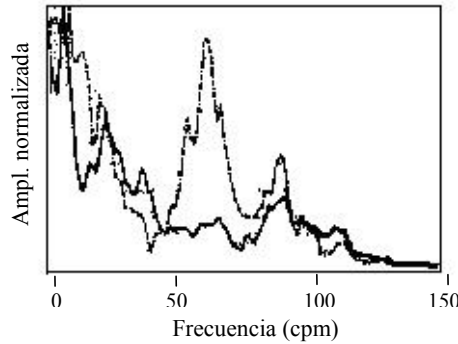


**Figura 3.5.** Evolución temporal de presión máxima relativa y la energía sobre los 2 Hz del EEnG interno, registrada en un mismo anillo intestinal [MARTÍNEZ-DE-JUAN ET AL., 2000].

los 2 Hz (EF2) correlacionan directamente con la actividad presiva intestinal [MARTÍNEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]. Este trabajo muestra que la energía sobre los dos Hz, que no contiene la energía asociada a la OL (que no traduce motilidad intestinal), proporciona los mayores índices de correlación.

Respecto a la señal de origen gástrico, un gran número de autores creen en la captación de la energía de los spikes en los registros en superficie [SMOUT ET AL., 1980; GELDOLF ET AL., 1986; ABELL Y MALAGELADA, 1988, CHEN Y MCALLUN, 1991; LIN Y CHEN, 1994B]. Sin embargo, todos ellos se han centrado en el estudio de la amplitud del EGG en su frecuencia fundamental, la asociada a la OL. Si bien es cierto que la presencia de SB provoca una prolongación de la meseta de la OL pudiendo aumentar así su energía, la energía de los spikes, aunque atenuada, se encuentra en una frecuencia superior a la de OL. Esto ha llevado a no obtener resultados significativos en cuanto a la cuantificación de la actividad motora gastrointestinal en superficie, siendo el único parámetro mayoritariamente aceptado la frecuencia fundamental.

Los trabajos de Akin y Sun son los únicos trabajos encontrados que estudia la energía de los spikes de la señal gástrica registrada en superficie fuera de la banda de frecuencias de la OL [AKIN Y SUN, 1999; AKIN Y SUN, 2002]. En el primer trabajo, determina en qué banda de frecuencias se encuentra la energía asociada a los spikes gástricos (50-80 cpm) aplicando tanto modelos AR como el periodograma sobre la señal interna. Después realiza un estudio de correlación de la energía de la señal interna y externa en esa banda de frecuencias obteniéndose índices de correlación muy elevados ( $\cong 0.8$ ), si bien destaca la importancia de la colocación de los electrodos. En el segundo trabajo se obtienen dos versiones filtradas del EGG, una para la baja frecuencia y otra para la alta frecuencia. De la versión de baja frecuencia se obtiene como indicador la frecuencia dominante (de pico máximo). Mientras para la versión del EGG de alta frecuencia se calcula su energía. Posteriormente mediante curvas ROC se determina la capacidad de cada uno de los indicadores para distinguir periodos de inactividad y máxima actividad contráctil. El estudio concluye que la energía de alta frecuencia del EGG es mejor indicador de motilidad gástrica (siendo mayor el área bajo la curva ROC para todos los casos) comparado con la frecuencia dominante del EGG [AKIN Y SUN, 2002].



**Figura 3.6.** Densidad espectral de potencia normalizada del EGG de superficie en ausencia de SB (traza continua) y en presencia de SB (traza discontinua) [AKIN Y SUN, 1999].

La aplicación de técnicas de estimación espectral al estudio de la señal mioeléctrica intestinal es refutada por diversos investigadores [WEISBRODT, 1987]. Esto es debido a que estas técnicas no proporcionan información sobre ciclos individuales o intervalos temporales. Además, todas estas técnicas parten del principio de estacionariedad de la señal, que en el caso de la señal mioeléctrica gastrointestinal no se cumple dada la aparición de SB o distintos tipos de arritmias.

### 3.4. Técnicas Tiempo-Frecuencia

#### 3.4.1. Distribuciones Tiempo-Frecuencia.

Para resolver la indeterminación en el dominio temporal, y con la idea de que la densidad espectral de potencias es variable en el tiempo, aparecen las distribuciones tiempo-frecuencia [COHEN, 1995; WANG ET AL., 1995].

Los primeros estudios tiempo-frecuencia de la señal mioeléctrica gastrointestinal se fundamentaban en realizar **análisis espectrales a lo largo del tiempo**. Así, van der Schee y Grashuis introdujeron el uso de la *transformada de Fourier de tiempo corto (STFT)* [VAN DER SCHEE Y GRASHUIS, 1987] para el estudio de la señal electrogastrográfica. Esta técnica se basa en asumir que la señal en estudio es estacionaria para un periodo de tiempo suficientemente corto, sobre el cual se aplica una FFT. Desplazando la ventana de análisis se puede obtener la evolución en el tiempo del espectro de potencias de la señal. Al igual que en las técnicas espectrales, para el cálculo del espectro de potencias se emplean distintas ventanas y se recurre al solapamiento y promediado para reducir la variabilidad de la estimación.

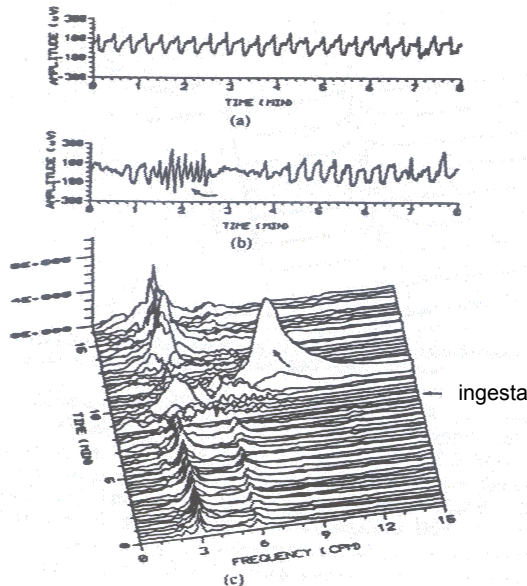
Mintchev y Bowes aplicaron un análisis similar utilizando la *transformada Hartley* [MINTCHEV Y BOWES, 1996]. En este trabajo el estudio t-f se centra en obtener la evolución temporal de la frecuencia fundamental del espectro del electrogastrograma. El principal inconveniente de estas técnicas es que la longitud de la ventana de tiempo está directamente relacionada con la precisión en frecuencia [COHEN, 1995]. Para aumentar la precisión en frecuencia se debe analizar un tramo de señal más largo, reduciéndose la resolución temporal estando además limitada por el grado de estacionariedad de la señal. Esto es especialmente problemático para la señal gástrica del hombre dado que su frecuencia fundamental es de 3 cpm lo cual nos lleva a necesitar varios minutos de registro para el análisis, cuando las disaritmias pueden durar 1 o 2 minutos [LIN Y CHEN, 1994B]. Este efecto es menos acusado en el análisis de la señal intestinal dada su periodicidad básica de 12-15 cpm.

En 1990 Chen et al, desarrollaron un método de análisis tiempo-frecuencia basado en los *modelos autoregresivos de media móvil (ARMA)* [CHEN ET AL., 1990] Con este método, la señal (EGG en este caso) se modela mediante un conjunto de parámetros ARMA. Tras la toma de de valores iniciales, estos parámetros se actualizan en el tiempo con cada muestra de señal mediante un algoritmo de mínimos cuadrados. Una vez el algoritmo converge, se puede calcular la frecuencia instantánea de la señal a partir de los parámetros ARMA. Esta técnica proporciona una mayor resolución en frecuencia y una información más precisa de las variaciones en frecuencia de la señal que las obtenidas mediante STFT [CHEN ET AL., 1990]. Sin embargo, este método implica un proceso de adaptación para seguir los cambios en las características de la señal de entrada. Cuando estas características cambian rápidamente, el algoritmo de adaptación puede no ser capaz de converger y no proporcionar una estimación precisa de la frecuencia de la señal.

A mediados de los 90 la investigación en el análisis tiempo-frecuencia de señales se concentra en la distribución Wigner [WIGNER, 1932] la cuál no asume el principio de estacionaridad [CLAASEN Y MECKLENBRÄUKER, 1980]. Su aplicación con coeficientes de valores reales a señales se denomina **Wigner-Ville distribution (WVD)**. Se encuentran numerosos trabajos que emplean esta técnica al estudio de otras señales bioeléctricas ECG [JASSON ET AL., 1997], EEG [MORGAN Y GEVINS, 1986], EMG [KARLSSON ET AL., 2000]... A pesar de poseer propiedades interesantes, su uso en aplicaciones prácticas ha quedado limitado por la presencia de términos cruzados en diferentes regiones del plano t-f resultado de la interacción entre los distintos componentes de la señal. Estos términos cruzados son un obstáculo cara a la correcta interpretación de la señal pues conllevan información redundante y pueden enmascarar los rasgos fundamentales de la señal. Dado el carácter multicomponente de la señal gastrointestinal, este método de análisis no resulta muy adecuado.

Desde la primera propuesta de Wigner y las posteriores versiones de Wille, Page y otros, se han derivado múltiples distribuciones tiempo-frecuencia. Sin embargo, fue Cohen quien propuso una expresión general en la que aparece una función llamada *kernel* ( $\phi$ ) que determina las propiedades de la distribución [COHEN, 1989]. Así, por ejemplo, la distribución WVD se obtiene con  $\phi=1$ .

En 1989 Choi y Williams introdujeron una distribución llamada **distribución exponencial (ED o CWD)**, derivada de las generalizas de Cohen con kernel exponencial, en la que los términos cruzados pueden ser controlados mediante un único parámetro ( $\sigma$ ) [CHOI Y WILLIAMS, 1989]. Desde su introducción, esta técnica ha sido frecuentemente utilizada con gran eficacia en el estudio de señales bioeléctricas multicomponentes como potenciales evocados [CHOI ET AL., 1989], y transitorios acústicos [WILLIAMS Y JEONG, 1989]. Lin y Chen la aplicaron al análisis del EGG estudiando esta señal en estado pre y postprandial, así como durante distintas disarritmias de corta duración. [LIN Y CHEN, 1994B]. Una vez más, el estudio se centró en el ancho de banda de la onda lenta. Los resultados mostraron un gran potencial en la aplicación de esta técnica sobre las señales gastrointestinales registradas en superficie proporcionando estimaciones precisas de las variaciones tanto en frecuencia como en amplitud incluso en presencia de ruido. La distribución t-f exponencial fue aplicada para el estudio de la señal mioeléctrican intestinal registrada en serosa [MARTÍNEZ DE JUAN, 2000]. Esta distribución resultó ser la mejor en caracterizar gráficamente el EEnG interno, comparada con el espectrograma y la distribución de kernel cónico (ZAM). Sin embargo, debido a la no-positividad de la CWD [COHEN, 1995], esta distribución no resultó tan útil como el espectrograma para la obtención de indicadores de la actividad contráctil intestinal basados en ele EEnG [MARTÍNEZ DE JUAN, 2000].



**Figura 3.7.** EGG en estado de ayunas, ondas lentas a 3 cpm (traza a); EGG tras ingesta, presencia de taquiarritmia (traza b); distribución t-f empleando ED (traza c), la flecha indica la taquiarritmia. [LIN Y CHEN, 1994B].

En la actualidad el uso de técnicas tiempo-frecuencia está extendido de para el estudio de todo tipo de señales bioeléctricas de comportamiento no estacionario tanto de origen neuronal [CRANSTROUN ET AL., 2002], como mioeléctrico [ENGLHART ET AL., 1999; KARLSSON ET AL., 2000; BONATO ET AL., 2001; YOO ET AL., 2001]

### 3.4.2. Wavelets

Aunque los inicios de las *wavelets* datan de principios de siglo [HAAR, 1910], no fue hasta los principios de los años 80 cuando la transformada Wavelet (WT) se propuso como una forma alternativa para analizar señales no estacionarias [MALLAT, 1989].

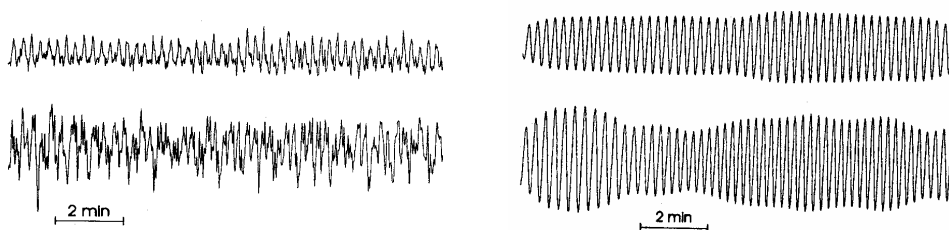
La WT es similar a la STFT con la diferencia que, en la STFT la ventana de análisis (resolución tiempo-frecuencia) permanece fija durante todo el procesamiento. La WT está compuesta de ventanas cuya resolución tiempo-frecuencia varía. [THAKOR ET AL., 1993] Estas transformadas Wavelet pueden asemejarse a un banco de filtros por los que podemos pasar la señal para extraer su distinto contenido en frecuencia. Así, el empleo de esta técnica nos permite estudiar la distribución en el tiempo de la energía en distintas bandas de frecuencia, si bien la base matemática y la forma de realizar el análisis es muy distinta a la descrita en apartados anteriores. Debido a su estructura, esta herramienta es de gran ayuda tanto el análisis de señales como para la eliminación de interferencias.

La transformada Wavelet expande la función original o señal sobre un conjunto de funciones base. Esas funciones base pueden construirse mediante dilataciones y traslaciones de una sola función, la cual recibe el nombre de función prototipo, o wavelet madre. El método de la transformada Wavelet actúa como un *microscopio matemático* [AKAY, 1997] el cual observa las diferentes partes de la señal solo ajustando el foco.

En el campo de las bioseñales se ha empleado sobre el ECG [LI ET AL., 1995], EMG [KARLSSON ET AL., 1999; VON TSCHARNER, 2000; ENGLEHART ET AL., 2001], potenciales evocados [THAKOR ET AL., 1993], sonidos del intestino delgado [HADJILLEONTIADIS ET AL., 2000]...así como en el procesamiento de imágenes médicas [ANTONINI, ET AL. 1992]. También se ha aplicado a señales muy similares a las gastrointestinales como el EMG uterino [KHALIL Y DUCHÈNE, 2000]; permitiendo detectar y clasificar ondas lentas, contracciones y otros eventos de la señal uterina.

Sin embargo, no se ha encontrado ningún trabajo que aplique esta técnica a la señal mioeléctrica intestinal, y muy pocos sobre la señal gástrica [QIAO ET AL., 1998; AKIN Y SUN, 1999]. En estos trabajos, se estudia mediante la transformada Wavelet continua (CWT), la energía en frecuencia asociada a la OL y a los SB del electrogastrograma registrado en superficie [QUIAO ET AL., 1998] y tanto internamente como en superficie [AKIN Y SUN, 1999]. Los resultados muestran la captación de la energía de los SB en superficie, si bien la energía en las frecuencias más altas queda atenuada debido al efecto de filtrado de las capas abdominales. La aplicación de esta técnica a la detección de SB en la señal de superficie obtuvo una tasa de aciertos de entre el 87% y 96% con respecto al número de contracciones registrado mediante galgas de esfuerzo situadas en la serosa.

La elevada capacidad de cálculo de los equipos actuales y los paquetes software de análisis avanzado auguran a las técnicas basadas en la WT un futuro inmediato muy prometedor



**Figura 3.8.** Registros en superficie del EGG sin tratar (gráficas izquierda) y tras extraer las OL mediante CWT (gráficas derecha), en ausencia de SB (trazas superiores) y en presencia de SB (trazas inferiores) [AKIN Y SUN, 1999].



*Capítulo*

**II**

*Justificación y Objetivos*





# 4 *Justificación y Objetivos*

## **4.1. Justificación**

### **4.1.1. Motilidad Intestinal**

Cada día acuden a centros hospitalarios multitud de pacientes aquejados de dolencias abdominales en las que se ve implicado el intestino delgado de una forma directa o indirecta. Así por ejemplo, el síndrome de intestino iritado se caracteriza por dolor abdominal y alternancia de fases de estreñimiento crónico y diarrea crónica. Esta patología representa entre el 10% y 20% de las consultas sanitarias en Estados Unidos, y entre el 5% y el 10% en Europa. El difícil acceso a esta zona anatómica y la difícil interpretación de los síntomas derivados hacen complicado el rápido diagnóstico de estas patologías. Esto provoca mayores periodos de observación, lo cual por un lado aumenta el número de ingresos hospitalarios, y por otro la espera puede agravar la enfermedad. La detección de patrones anómalos de la actividad motora intestinal resultaría de gran ayuda para el diagnóstico de muchas de estas patologías.

No obstante, en la actualidad la aplicación clínica de técnicas de registro de la motilidad intestinal está limitada al uso de sondas de presión intraluminales, y únicamente en algunos centros de referencia. La principal ventaja de estas técnicas es la relativa no-invasividad. Sin embargo, existen varios problemas asociados. Un requerimiento obligado para la adquisición de la actividad intestinal es que ésta debe ser de larga duración. Por ello, la introducción de una sonda intraluminal (vía nasal normalmente) es incómoda para el paciente. Por otra parte, cualquier movimiento del paciente que afecte a la presión intrabdominal, influirá también en el registro de la presión del intestino. Las trazas recogidas mezclan ondas de presión con artefactos y ruidos lo que dificulta la interpretación de las señales.

Además, la introducción de sondas en la luz intestinal presenta varios inconvenientes desde el punto de vista fisiológico. En primer lugar pueden obstruir el tránsito intestinal, especialmente en puntos donde el quimo es denso. También estimula el reflejo mucoso peristáltico, movimiento que produce el intestino ante la presencia de materia en su interior. Esta actividad puede llegar a modificar los patrones normales de motilidad intestinal, llegando incluso a provocar el vómito ante ciertas situaciones. Por último, desde el punto de vista del investigador, la introducción de una sonda intraluminal en el intestino delgado no es sencillo. La práctica y la habilidad del científico se convierten en un parámetro importante a la hora de llevar a cabo los registros. No es sencillo atravesar el píloro, y tampoco resulta fácil la ubicación final de la sonda en el punto exacto que se desea registrar; sobre todo porque la función del intestino es expulsar dicha sonda.

La principal alternativa para el registro de la motilidad intestinal son los registros mioeléctricos mediante electrodos situados en pared intestinal. La señal que se obtiene apenas presenta artefactos y es fácil de instrumentar. Sin embargo, es necesario un procesado de la

señal para la interpretación de la actividad motora y una intervención quirúrgica para la fijación de electrodos. Dada su invasividad, la aplicación de estas técnicas no es viable cuando el objetivo final es realizar un seguimiento clínico-médico.

#### 4.1.2. Electroenterograma de Superficie (EEnG)

La necesidad de hacer registros no invasivos de la actividad motora de un órgano no es un problema nuevo en el campo de la ingeniería biomédica. El registro en superficie de la actividad mioeléctrica del corazón es sin duda el registro clínico más habitual. En la última década muchos investigadores han centrado sus esfuerzos en la adquisición y estudio de la señal gástrica de superficie (EGG) demostrando su valor para el diagnóstico de algunas patologías gástricas. El registro en superficie abdominal de la actividad mioeléctrica del intestino delgado (EEnG) podría ser de gran utilidad para el estudio no-invasivo de la actividad motora intestinal y sus posibles patologías asociadas.

Sin embargo, son muy pocos los trabajos publicados que estudian esta señal. Además todos ellos se centran en el estudio de la actividad eléctrica lenta o de control. El análisis espectral del electroenterograma de superficie ha mostrado que existe una frecuencia de pico coincidente con la frecuencia de aparición de las ondas lentas registradas en la pared intestinal. Sin embargo, estos estudios han dejado de lado la actividad rápida o de respuesta, responsable de las contracciones intestinales. Esta actividad sí ha sido estudiada en los registros de superficie de una señal tan parecida como la gástrica.

#### 4.1.3. Análisis del EEnG

El electroenterograma es el resultado de una componente omnipresente de baja frecuencia (onda lenta) y una componente de mayor frecuencia asociada a la actividad contráctil (potenciales de acción o spike bursts). El empleo de técnicas de análisis espectral permite estudiar la distribución en frecuencia de la energía de la señal. Pudiendo así analizar de forma independiente la actividad de baja frecuencia de la actividad de alta frecuencia. Diversos trabajos han mostrado la utilidad de distintos parámetros espectrales para la caracterización y cuantificación de la señal mioeléctrica gástrica e intestinal registrada en serosa.

Sin embargo se sabe que el electroenterograma es una señal que varía con el tiempo, sobre todo si tenemos en cuenta que en gastroenterología los registros son de horas de duración. La presencia de spike bursts, así como su intensidad, varía en el tiempo dependiendo del grado de actividad contráctil. Además, la omnipresente onda lenta puede presentar arritmias. Todo esto provoca cambios a lo largo del tiempo en la distribución espectral de energía del electroenterograma. Será pues interesante estudiar la dinámica del EEnG en registros de larga duración. Por otro lado, dado que el contenido espectral de la señal varía a lo largo del tiempo, técnicas de análisis que se adapten a los cambios en la señal podrán ser de gran utilidad para el estudio del EEnG.

### 4.2. Objetivos

#### 4.2.1. Objetivos Generales

① *Caracterizar la actividad mioeléctrica intestinal registrada mediante electrodos de contacto situados en superficie abdominal de perros.*

② *Definir indicadores calculados a partir del EEnG de superficie que representen la actividad motora intestinal a lo largo del tiempo.*

### 4.2.2. Objetivos Específicos

① *Poner a punto la técnica para el registro simultáneo de la actividad mioeléctrica a lo largo de distintos puntos de la serosa intestinal así como de la señal registrada en superficie abdominal. Estudio en perros.*

② *Caracterizar en el dominio espectral la componente del EEnG responsable del ritmo básico intestinal (onda lenta). Comparativa de los registros interno y externo.*

③ *Caracterizar en el dominio espectral la componente del EEnG asociada a la actividad contráctil intestinal (potenciales de acción, SB.) Comparativa de los registros interno y externo.*

④ *Evaluar el efecto de posibles interferencias en el registro de superficie y proponer soluciones en el caso de demostrarse una fuente de interferencia severa.*

⑤ *Definir parámetros espectrales del EEnG de superficie que cuantifiquen la existencia e intensidad de SB. Estudiar qué parámetros correlacionan mejor con el índice de motilidad intestinal derivado de la señal mioeléctrica interna.*

⑥ *Evaluar la capacidad de los parámetros espectrales de superficie para discriminar periodos de mínima y máxima actividad contráctil.*

⑦ *Definir y estudiar el grado de estacionariedad del EEnG interno y de superficie, en estado de ayunas. Valorar la influencia del ancho de ventana de análisis.*

⑧ *Definir una herramienta que adapte el ancho de ventana de análisis al contenido espectral del EEnG de superficie a lo largo del tiempo.*

⑨ *Obtener funciones temporales derivadas del análisis adaptativo que representen la evolución de la motilidad intestinal interna. Comparar con técnicas convencionales de análisis con tamaño de ventana fijo.*



*Capítulo*  
**III**

*Material y Métodos*



# 5 *Material*

## **5.1. Animales**

Para la realización de las experiencias se han utilizado un total de 7 perros de raza Beagle en edad adulta, con un peso comprendido entre los 11 y 15 Kg. El estudio en todos los animales fue bajo condiciones de salud normales. Esta raza se utiliza en experimentación animal por su docilidad y sencilla estabulación.

Para los resultados que se presentan en la presente tesis doctoral se utilizaron 5 perros. Los 2 restantes sirvieron para poner a punto el sistema de registro, resolviendo diversos problemas principalmente tecnológicos

En todo momento se cumplió la normativa vigente en España sobre la protección de animales de experimentación: Real Decreto 233/88, de acuerdo con las directrices de la Comunidad Europea. Siempre se estuvo bajo la supervisión de un veterinario.

### **5.1.1. Estabulación**

Durante el periodo postoperatorio y en todo momento fuera de las sesiones experimentales, el animal es trasladado al estabulario, donde permanece en su jaula. Las jaulas fueron confeccionadas por la casa PANLAB<sup>®</sup>, de tal forma que su estructura externa es metálica y su interior está íntegramente recubierto de fibra de vidrio, a excepción de su piso, que lo constituye un fino enrejado metálico bajo el cual se adapta una bandeja recolectora de excremento y orina, lo que permite su evacuación sin necesidad de trasladar al animal de su habitáculo.

La estabulación se realizó en la Unidad de Veterinaria del Centro de Investigaciones del Hospital La Fe de Valencia.

### **5.1.2. Jaula de Registro**

Durante el periodo de registro el animal era trasladado a la habitación donde se encontraba el sistema de adquisición de datos.

Durante el registro el animal se sitúa una jaula metálica (ver figura 5.1) dimensiones 80x40x65 cm. La jaula posee un sistema de guillotina en su parte anterior que permite inmovilizar la cabeza del animal de forma que no pueda morder y estropear los cables y sensores externos. El animal, tras un breve periodo de adaptación al medio, se sitúa en posición cómoda sin realizar apenas movimientos durante periodos largos de tiempo (minimizando así posibles artefactos).



**Figura 5.1.** Perro Beagle de 13 Kg durante una sesión de registro

## 5.2. Sensores

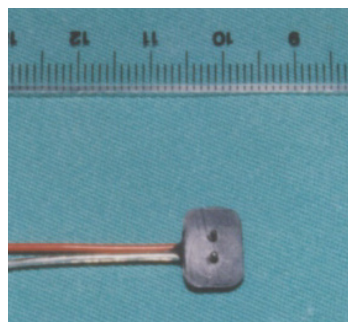
### 5.2.1. Electrodo Interno

Para el registro de la actividad eléctrica interna se utilizan electrodos bipolares como el mostrado en la figura 5.2. Estos electrodos, apoyados por la bibliografía revisada [CRENNER ET AL., 1989; HARY ET AL., 1987], fueron empleados por este grupo de investigación para contrastar la relación entre la señal mioeléctrica intestinal y la señal de presión [MARTÍNEZ DE JUAN, 1998]; presentando menos interferencia y artefactos que los registros monopolares.

El electrodo consiste en una placa de teflón rectangular, de 12 mm por 8 mm, y un espesor de 1 mm. Cerca de cada uno de los cuatro ángulos de la placa se disponen unos pequeños orificios que permiten pasar un punto de material de sutura fina (seda 4/0) con el que se fijan a la serosa de la pared intestinal.

El electrodo bipolar son dos finas agujas de Ag-AgCl que emergen del centro de la placa, con forma cilíndrica de 2 mm de longitud y 1 mm de diámetro, que sirven de electrodos al implantarse en la capa muscular.

Los electrodos están soldados a un cable de cobre de 50 cm de longitud que permanece aislado del medio gracias a un recubrimiento plástico. Todos los cables salen al exterior donde un conector macho de 14 polos los reúne. Cuando se realizan los registros, se conecta a los amplificadores bioeléctricos mediante el conector hembra y el cableado correspondiente. Mientras no se realizaban los registros, el conector se mantuvo lo más resguardado posible.



**Figura 5.2.** Electrodo bipolar empleado para el registro en serosa intestinal



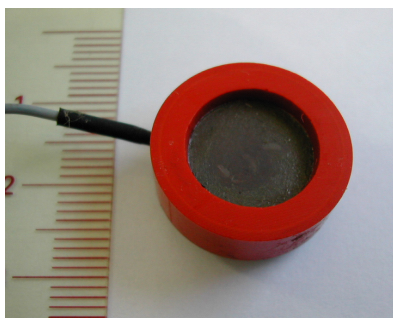


**Figura 5.3.** Conector al que se exteriorizan los cables eléctricos unidos a los electrodos

### 5.2.2. Electrodo Superficie

El registro de superficie, al igual que el interno, será bipolar para reducir interferencias. Para los registros externos se emplean dos electrodos monopolares de contacto como el de la figura 5.4. Se trata de un electrodo de Ag-AgCl con un diámetro exterior de 12.5mm, 8mm de diámetro de registro y 6mm de altura.

Cada electrodo está soldado a un cable apantallado de 1.5m de longitud. Durante las sesiones de registro, se conectan a los amplificadores tanto los cables de señal como los de pantalla.



**Figura 5.4.** Electrodo monopolar empleado (x2) para el registro bipolar del EEnG en superficie

### 5.2.3. Electrodo de Masa

Para la reducción de tensiones de modo común e interferencias en los registros bipolares se emplea un tercer electrodo, que será la referencia de tensión para los registros diferenciales. Para ello, se sitúa un electrodo desechable de contacto, embebido en gel, en la pata trasera izquierda que se conectará al terminal de masa de los amplificadores.

## 5.3. Amplificadores

Para la amplificación de la señal eléctrica procedente tanto de los electrodos internos como de superficie se utilizaron 7 amplificadores bioeléctricos ECG-100B Bionic®.

Los amplificadores permiten distintos parámetros de filtrado y ganancia. Según la bibliografía revisada [FLATT Y SUMMERS, 1987] y los trabajos previos de este grupo [MARTINEZ-DE-JUAN ET AL., 2002], los picos rápidos de potenciales (SB) no superan la frecuencia de 20~25 Hz, así pues, todas las señales se filtrarán paso bajo con un corte superior en 35 Hz. Por otro lado, las ondas lentas en el ileon, donde la frecuencia de repetición es más

baja, tienen una frecuencia aproximada de 12 ondas por minuto, lo que supone 0'2 Hz. Se selecciona un filtro de continua para todas las señales con la frecuencia de corte inferior en 0'05 Hz.

La ganancia de los amplificadores de la señal interna se ajusta para cada animal optimizando el rango de variación de la señal al de la tarjeta de adquisición. Las ganancias fijadas fueron 1000 o 2000 dependiendo del perro considerado. De forma análoga se fija la ganancia del amplificador de la señal de superficie, que posee una amplificación adicional en los amplificadores de la entrada de la tarjeta de adquisición de datos de ganancia 10. En la ficha de cada sesión de registro se anota la ganancia asociada a cada señal para ser tenida en cuenta en los posteriores análisis.

Los amplificadores utilizados presentan un terminal de guarda por cada terminal de señal. Esta guarda es activa y su tensión se encuentra fija en la tensión del terminal de masa, tercer electrodo.

### 5.4. Sistema de Adquisición y Análisis Digital de Datos

#### 5.4.1. Ordenador y Tarjeta de Adquisición de Datos

Para completar los elementos necesarios para el registro de señales (figura 5.5), el sistema de adquisición de datos se basa en un PC, donde se incorpora una tarjeta de adquisición de datos gobernada por un entorno de programación (LabVIEW®). Ambos pertenecen a National Instruments®. Bajo este mismo entorno de programación se implementarán los posteriores análisis de señales.

Las principales características del equipo informático empleado son:

1. La adquisición de datos se realizó en un PC con microprocesador Pentium II 300 MHz de Intel®, 64 Mbytes de memoria RAM y disco duro de 5 Gbytes. El entorno de adquisición, desarrollado específicamente para esta aplicación, se ejecuta bajo LabVIEW 6.1® con Windows 98 SE de Microsoft® como sistema operativo.
2. El análisis digital de datos efectuado en la presente tesis doctoral fue implementado bajo el entorno de instrumentación virtual LabVIEW 6.1 y ejecutado sobre un PC con procesador Pentium III de Intel® 700 MHz, con 256 Mbytes de RAM y disco duro de 20 Gbytes, que cumplen sobradamente las características mínimas exigibles.

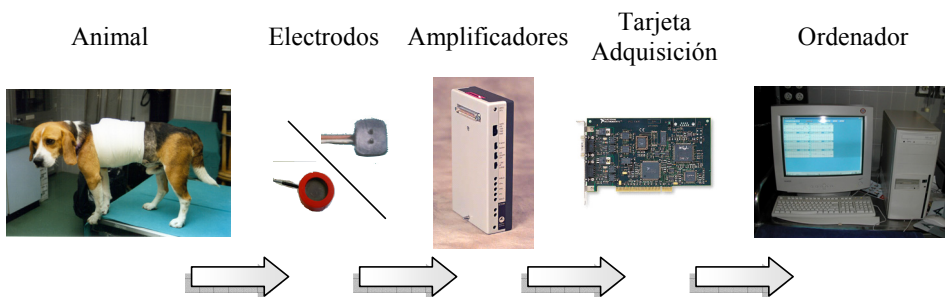


Figura 5.5. Etapas del registro de señales

La **tarjeta de adquisición de datos** empleada fue de National Instruments®, el modelo PCI6023-E. Este modelo puede adquirir hasta 16 canales no diferenciales con 12 bits de resolución, aunque en las experiencias bastaban con 8 canales. No es necesaria la configuración de la tarjeta en modo diferencial puesto que los amplificadores ya realizan esa

función. La configuración de los canales queda fijada en modo bipolar (voltajes positivos y negativos), lo que coincide con el patrón de las señales eléctricas a adquirir.

Por otra parte, el rango de entrada de los canales analógicos es variable y configurable desde el entorno de programación. En cualquier caso, se deduce que los canales de registro de la señal mioeléctrica interna tendrán un rango entre  $\pm 5V$  puesto que el electroenterograma no supera los 4mV de amplitud, y la ganancia de los amplificadores se fijó en 1000-2000. Tras los primeros registros de prueba se observa la menor amplitud de la señal registrada en superficie. Así, el rango de tarjeta para el canal de señal de superficie se fija en  $\pm 0.5V$  lo que supone una ganancia de 10 en el amplificador de entrada del correspondiente canal de la tarjeta de adquisición. Se consigue con ello trabajar con el máximo rango posible, lo que es fundamental para conseguir la máxima resolución.

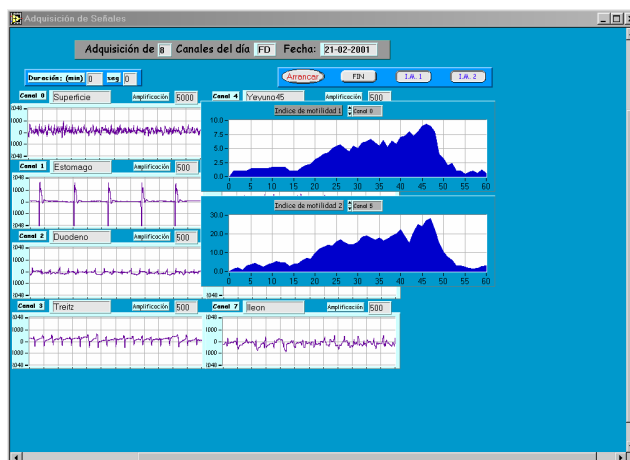
La frecuencia máxima de adquisición de la tarjeta es de 200kS/s, lo que supera sobradamente la frecuencia de muestreo necesaria para la adquisición de 8 señales cuya componente rápida (SB) se extiende hasta 20-25Hz.

### 5.4.2. Entorno de Adquisición y Análisis Digital de Señales

Se trabajó con el entorno de programación LabVIEW6.1 de National Instruments®. Se trata de una aplicación orientada a la adquisición de datos, sobre la que se ha añadido una gran librería que permite el tratamiento digital de los mismos. Se optó por esta aplicación debido a su sencillez de manejo, con el problema de la representación gráfica de datos totalmente resuelto. En el entorno LabVIEW el usuario realiza sus programas, que son llamados instrumentos virtuales; para lo cual cuenta con dos ventanas:

**Panel frontal:** En él se visualizan las entradas y salidas de cualquier programa desarrollado bajo este entorno. Así pues, mediante el uso de “controles”, se pueden introducir los datos necesarios para la ejecución del programa, y se pueden visualizar los resultados programados. En la figura 5.9 se muestra el panel frontal del sistema de adquisición:

**Diagrama:** Es el programa propiamente dicho. Trabaja con las estructuras típicas de programación (lazos, bucles, estructuras secuenciales, condicionales, subfunciones, etc..). Pero su gran sencillez se origina por el hecho de que la programación es totalmente orientada a objetos.



**Figura 5.6.** Programación específica para la adquisición y tratamiento de señales mioeléctricas del intestino delgado.

El inconveniente que pudiera plantear este entorno es la velocidad, al menos en comparación con otros lenguajes de programación como puede ser el C++. Sin embargo, esta carencia queda compensada por su sencillez de manejo y la gran librería de que dispone especialmente en área del análisis digital. En cualquier caso, los datos adquiridos se guardan en formato binario de tal forma que su recuperación es inmediata por cualquier aplicación estándar.

Todos los programas (instrumentos virtuales) fueron creados por el equipo de trabajo de la línea de investigación en la que se enmarca la presente Tesis Doctoral. El objetivo de cada uno de los programas se enunciará en el apartado siguiente de Métodos.

# 6 *Métodos*

## **6.1. Colocación Electrodo**

En este estudio se desea registrar simultáneamente la señal mioeléctrica intestinal tanto a nivel interno (serosa intestinal) como externo (superficie abdominal).

El registro de la señal interna requiere una técnica quirúrgica para la implantación de los elementos sensores, mientras que en el segundo caso el registro se efectúa de forma no-invasiva.

### **6.1.1. Implantación Electrodo Internos**

Para el registro de la señal interna, es necesario que las agujas sensoras de los electrodo internos se sitúen entre las capas musculares del intestino. Para ello será necesario anestesiarse al animal e intervenirlos quirúrgicamente.

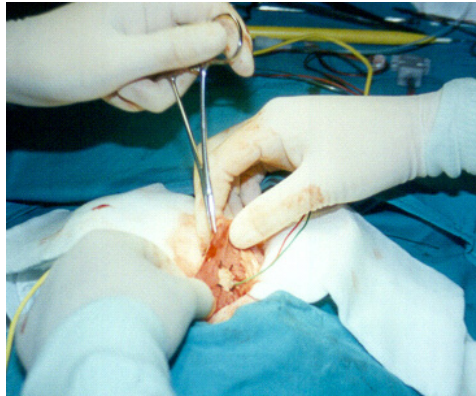
#### **6.1.1.1. Técnica Anestésica**

Se comienza con la administración al animal de Sulfato de Atropina (0'05 mg/Kg) con lo que se consigue disminuir las secreciones, la motilidad intestinal, y los efectos vagales del corazón y el resto de órganos. La inducción anestésica se realiza con Tiopental Sódico (20 mg/Kg) como hipnótico y Cloruro de Succinilcolina (Anectine® 0'1mg/Kg) como relajante muscular. Una vez preparado sobre la mesa de quirófano, se procede a la intubación endotraqueal y ventilación asistida. El mantenimiento de la anestésia se realiza con gases anestésicos: 75% de Protóxido de Nitrógeno y 25% de Oxígeno, añadiendo Fluotano al 1'5% en el vaporizador.

#### **6.1.1.2. Técnica Quirúrgica**

Sobre la mesa de quirófano se sitúa al animal de cúbito supino y con las extremidades extendidas. Se procede a realizar una laparotomía media de unos 10 cm de longitud. Se diseña el celular subcutáneo y plano aponeurótico, llegando a una fina estructura que es el peritoneo. Con la apertura del mismo se accede a la cavidad abdominal y se identifica el estómago y el píloro. A partir de ellos, se identifica el duodeno que es móvil en su totalidad, el ángulo de Treitz o unión duodeno-yeyunal, y el resto de intestino delgado.

Acto seguido se procede a la implantación de los electrodo, uno en la serosa gástrica y el resto en los siguientes puntos de la serosa intestinal: duodeno (7 cm. distal del píloro), ángulo de Treitz, tres distribuidos en el yeyuno, y en íleon terminal. La fijación de los electrodo a la serosa se realiza en el borde antimesentérico, con 4 puntos de Mersilene® 3/0. Los electrodo bipolares se sitúan en sentido longitudinal y con el positivo situado en la dirección oral, de acuerdo con los trabajos previos de este grupo [MARTINEZ DE JUAN, 1998] y la bibliografía revisada [CRENNER ET AL., 1989; SZURSZEWSKI, 1969].



**Figura 6.1.** Colocación electrodos para el registro interno.

El electrodo situado en el punto intermedio del yeyuno se fija al interior de la pared abdominal para servir de referencia en el estudio de la señal de superficie. Para ello se sutura mediante 2 puntos de Mersilene® 3/0. Se sutura un punto adicional de Mersilene® 3/0 en la superficie exterior de la pared abdominal para la posterior identificación y colocación de los electrodos de superficie en el área de referencia.

Los cables de los electrodos se extraen al exterior a través de una contraincisión en el costado de la pared abdominal. Se cierra entonces la membrana peritoneal y se labra un túnel subcutáneo desde la contraincisión hasta la cruz del animal. Por dicho túnel se pasan los cables con su conector exteriorizándolos en la cruz. Se escoge este punto puesto que el perro no llega a rascarse con las patas traseras y tampoco alcanza a morderse.

Por último, se realiza el cierre del punto de extracción de los conectores, de la contraincisión, y de la laparotomía. Mientras se revierte de la anestesia al animal, se venda cuidando especialmente de proteger los cables que emergían por la cruz.

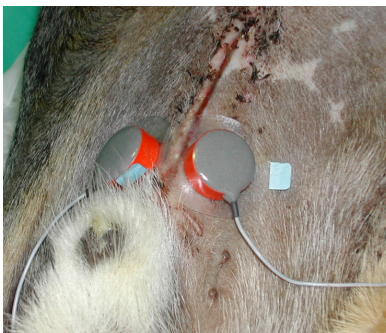
Una vez extubado el animal, se lleva a su habitación donde continuaba la recuperación postoperatoria, en dieta absoluta y con suministro de antibióticos y analgésicos durante 24 h. Al segundo día se reanudaba la alimentación oral mediante líquidos, y al tercer o cuarto día se permite la ingesta “ad libitum” de líquidos y sólidos.

Se pueden realizar registros con el animal a partir del séptimo día, con lo que se permite la recuperación total de la actividad intestinal por una parte; y por otra, la estabilidad en la interfase electrodo-serosa de cara a los registros mioeléctricos.

### 6.1.2. Colocación Electrodo Superficie

Los electrodos de superficie, a diferencia de los internos, no requieren para su uso de intervención quirúrgica ni implantación crónica, por tanto su colocación se realiza al inicio de cada sesión de registro, y se retiran una vez finalizada la sesión.

Se ha de recordar que el registro de superficie, al igual que el interno, se realiza en base a dos electrodos monopolares de contacto. Estos electrodos, embebidos en gel conductor se colocan, mediante discos adhesivos, en la superficie abdominal del animal en el área sobre el electrodo de referencia. Previamente esta superficie ha sido afeitada y limpiada con alcohol para mejorar la interfaz con el electrodo. Los electrodos se colocan simétricamente respecto al eje longitudinal del animal, ver figura 6.2.



**Figura 6.2.** Colocación electrodos para el registro de superficie.

El punto de registro se identifica mediante el punto de sutura externo. En el cuerpo humano, el área de registro equivalente sería el área próxima al ombligo, empleada por Chen *et al* [CHEN ET AL., 1993B]. Finalmente, los electrodos se recubren mediante esparadrapo clínico para evitar posibles pérdidas de contacto. La separación de los electrodos tras unas primeras pruebas se fija en 2 cm. Con el fin de reducir el área de registro, esta distancia es inferior a los 5 cm de separación empleados en los registros realizados por Chen *et al* [CHEN ET AL., 1993B].

## 6.2. Protocolo de Registro

### 6.2.1. Preparación del Animal

Todos los registros se iniciaron entre las 9:00 y las 10:00 horas. Para ello, alrededor de las 15:00 horas del día anterior se le retira la comida y la bebida de la habitación donde se encuentra estabulado. Ello permite un estado de ayunas de más de 18 horas, lo que supondrá la aparición del Complejo Mioeléctrico Interdigestivo.

Antes de comenzar a ejecutar el programa de adquisición de señales el perro deberá ser cuidadosamente preparado. Primero se le retira el vendaje que protege los conectores y se coloca un electrodo de contacto en la pata trasera izquierda, que será el tercer electrodo. Este electrodo es mordido mediante un conector de pinza y fuertemente fijado mediante una tira de esparadrapo. Entonces se coloca el animal en cúbito supino para la colocación de los electrodos de superficie como se detalla en el apartado anterior.

Entonces el animal es introducido en la jaula de registro, dejando que pasen unos minutos para que se acostumbre, evitando con ello el suministro de tranquilizantes que podrían alterar los registros de motilidad.

Posteriormente se realiza la conexión, de los cables que salen del animal (señales internas), así como los de los electrodos de superficie y del tercer electrodo, a los amplificadores de bioseñales. Para ello se utilizan cables apantallados por la señal del tercer electrodo.

### 6.2.2. Inicio Sesión de Registro

Una vez el animal se ha acomodado en la jaula y los cables han sido conectados, puede comenzar la adquisición y monitorización de señales. Tras comprobar la correcta selección de las ganancias de los amplificadores se rellena la ficha de sesión en la que se anotan todos los parámetros de la adquisición y tratamiento de señal, así como las posibles incidencias que surjan a lo largo de la sesión de registro.



La sesión de registro se inicia en ayunas, con lo que irán visualizándose las distintas fases del Complejo Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI, ver figura 1.6). Una vez se inicia el sistema de adquisición, el investigador deberá estar atento para que quede registrado un CMMI completo en todos los canales internos. Se considera el inicio del CMMI como el inicio de la fase I, y su final como el final de la fase III

### 6.2.3. Finalización Sesión de Registro

Una vez se ha alcanzado la fase III en el último electrodo interno (el situado más distalmente), se esperan cinco minutos para detener la adquisición de señales.

Tras finalizar la adquisición se almacena la ficha de sesión en soporte informático, se desconectan los cables de los amplificadores y se saca al animal de la jaula de registro.

Se retiran los electrodos del registro del EEnG de superficie y se limpian para posteriores usos. Igualmente, se retira y desecha el tercer electrodo.

Posteriormente se procede a la limpieza con Betadine de la incisión por donde salen al exterior los cables. En esta limpieza debe vigilarse, especialmente los primeros días de registro, los puntos de la laparotomía y la conraincisión, así como el túnel subcutáneo por donde se extraen los cables.

Una vez finalizada la limpieza y cura, se procede a vendar el conector para protegerlo del ambiente. Éste queda vendado sobre la espalda del animal, cerca del punto de salida puesto que es una zona donde no alcanza a morderse ni a rascarse con las extremidades traseras.



Figura 6.3. Vendaje del conector para evitar los daños ocasionados por el ambiente o el animal.

## 6.3. Adquisición de Señales

El sistema de adquisición de datos recogerá las 8 señales bioeléctricas; permitiendo simultáneamente su visualización y almacenado en disco duro. Como se fijó anteriormente, la adquisición se realizará con un rango de tensión de  $\pm 0.5V$  para el canal de señal de superficie y  $\pm 5V$  para los canales de señales internas.

Teniendo en cuenta que la componente rápida del EEnG (los SB) se extiende hasta los 20~25Hz de frecuencia, y que el corte en frecuencia del filtrado paso-bajo analógico es de 35Hz, según el teorema de Nyquist la frecuencia de muestreo ( $f_m$ ) deberá ser al menos de 70 Hz, se fija la frecuencia de muestreo en  $f_m=100Hz$ .



Cada minuto de señales se almacenará en un fichero en formato binario en disco duro con un identificador de sesión y número de minuto. Al almacenarse los datos en formato binario se asegura la compatibilidad en la lectura posterior por casi cualquier tipo de software, así como un reducido espacio necesario para el almacenado. Para evitar la pérdida de información de la amplitud de la señal original, será necesario almacenar en la ficha de sesión la ganancia de la amplificación y el rango de tarjeta empleado para cada canal.

Una vez definidos estos parámetros fundamentales, el sistema inicia la adquisición. Se realiza un sistema de adquisición de señales en doble *buffer* con el fin de mantener una adquisición continua de la actividad eléctrica. Así, mientras la tarjeta de adquisición va recogiendo los datos y almacenándolos en un *buffer*, un espejo del mismo permite tener acceso a ellos con dos finalidades:

1. Representar en pantalla bloques de 10 segundos de datos de los 8 canales. Se tiene con ello una visión constante de la actividad intestinal para que el investigador pueda en un análisis simplemente visual realizar un breve informe de la motilidad (inicio de distintas fases, detectar artefactos debidos al movimiento del animal, y otros detalles relevantes)
2. Almacenar los datos en ficheros que incluyan un minuto. Con ello se tiene la sesión total segmentada en ficheros, preparados para ser analizados posteriormente.

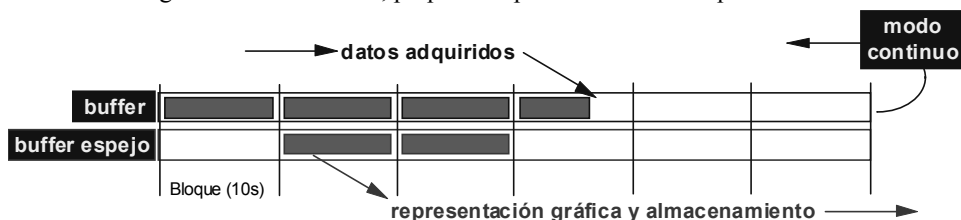


Figura 6.4. Sistema implementado para la adquisición de señales, basado en la creación de un doble *buffer*.

Tal y como se comentó en el apartado anterior, la adquisición de datos finaliza tras haberse registrado un CMMI completo.

## 6.4. Análisis Espectral del Electroenterograma (EEnG)

### 6.4.1. Estimación Espectral

Se desea estudiar la distribución espectral de la energía del electroenterograma con el fin de determinar cómo se distribuye la energía asociada a la componente de baja frecuencia del EEnG (onda lenta, OL) así como a su componente de alta frecuencia (picos de potenciales de acción, SB).

Para obtener la distribución espectral de potencias (PSD) se decide emplear un estimador no paramétrico, el Periodograma Modificado de Welch. Este estimador espectral reduce la variabilidad de la estimación introduciendo un promediado. También ofrece la posibilidad de emplear distintos perfiles de la ventana temporal para reducir el sesgo de la estimación y otros efectos del ventanado sobre el espectro a costa de una reducción de la precisión en frecuencia. [MARPLE, 1987]

Para una secuencia de datos  $x[0], \dots, x[N-1]$  de  $N$  muestras dividida en  $H$  segmentos de tamaño  $D$ , con un solapamiento entre segmentos de  $S$  muestras ( $S \leq D$ ), el segmento  $h$ -ésimo tras el ventanado se define como:

$$x^h[n] = w[n] \cdot x[n + hS] \quad (6.1)$$

para  $n=0,1,..D-1$ ;  $h=0,..H$ .

Para señales de tiempo discreto, muestreadas a una frecuencia  $f_m$ , la potencia en frecuencia de la señal se distribuye simétricamente respecto a la frecuencia de Nyquist ( $f_m/2$ ). Así, la distribución espectral de potencias se la PSD correspondiente a cada segmento definido mediante (6.1) viene dada por:

$$P^h(f) = \frac{2}{U \cdot D \cdot T} \left| T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} x^h[n] \cdot \exp(-j \cdot 2\pi \cdot f \cdot n \cdot T) \right|^2 \left( \frac{mV^2}{Hz} \right) \quad (6.2)$$

para  $f \in [0, f_m/2]$  siendo  $f = k \cdot \frac{f_m}{D} = k \cdot \Delta f$  (6.3)

y donde U es la energía de la ventana temporal aplicada

$$U = T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} w^2[n] \quad (6.4)$$

y T es el tiempo correspondiente a cada segmento

$$T = f_m \cdot D \quad (6.5)$$

El Periodograma Modificado de Welch ( $P_w(f)$ ) se define como:

$$P_w(f) = \frac{1}{H} \cdot \sum_{h=0}^{H-1} P^h(f) \left( \frac{mV^2}{Hz} \right) \quad (6.6)$$

La precisión en frecuencia que proporciona este estimador viene dada por el ancho del lóbulo principal de la transformada en frecuencia de la ventana aplicada:

$$df = \frac{W}{T} \quad (6.7)$$

donde W depende de la ventana utilizada (rectangular  $W=1$ , Hanning  $W=1.5$ )

Para mejorar la definición en frecuencia de la estimación se puede realizar un añadido de ceros a los segmentos obtenidos tras el ventanado, normalmente hasta la potencia de 2 inmediata superior a D ( $2^m$ ).

$$\Delta f = \frac{f_m}{M} = \frac{f_m}{2^m} \quad (6.8)$$

Esta técnica, conocida como *zero-padding*, aumenta la definición en frecuencia para un tiempo de ventana dado sin afectar a la energía de la señal. Aunque hay que destacar que no modifica la precisión en frecuencia de la estimación.

#### 6.4.1.1. Estimación Espectral Energía OL

La bibliografía sitúa la energía asociada a la OL por debajo de los 2 Hz [MARTÍNEZ DE JUAN ET AL., 2000], con un pico de energía en la frecuencia de repetición de la OL [BRADSHAW ET AL., 1997] (0.3 Hz en el perro a nivel duodenal). Los registros de la señal mioeléctrica intestinal han sido obtenidos a una frecuencia de muestreo  $f_m=100$  Hz, con lo que según el teorema de Nyquist podremos estudiar el espectro de la señal hasta los 50 Hz. Sin embargo, para el estudio de la energía de la componente de baja frecuencia del EEnG no será

necesario analizar un espectro tan amplio. Será suficiente estudiar la energía de la señal hasta los 5 Hz.

Así, la señal será sometida a un **procesado previo** al estudio en el dominio espectral:

1. **Filtrado paso-bajo de la señal.** Se aplica un filtro de Butterworth digital de orden 100 con  $f_c=5$  Hz con el fin de reducir efectos de *aliasing* [OPPENHEIM Y SCHAFFER, 1989]
2. **Diezmado de la señal (remuestreado).** La señal registrada será diezmada (factor 10) lo que proporciona una señal con una frecuencia de muestreo equivalente  $f_m=10$  Hz.

Tras este procesado se realiza la estimación de la distribución espectral de potencia de la señal. El estimador espectral empleado será el periodograma modificado de Welch descrito previamente con ventana Hanning que decrementa ligeramente la precisión en frecuencia, pero que reduce sensiblemente el efecto de los lóbulos laterales, [MARPLE, 1987].

Se desea tener una precisión en frecuencia al menos diez veces inferior a la frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3$  Hz). La selección de una precisión en frecuencia, fija el ancho de temporal a considerar:

$$\Delta f = 0.025 \text{ Hz} \xrightarrow{(6.7)} T = 60 \text{ s} \xrightarrow{(6.5)} D = 600 \text{ muestras}$$

Aplicando *zero-padding*  $M=1024$ ,  $\Delta f \approx 0.01$  Hz.

Si se fija  $H=3$  con un solapamiento del 50% ( $N=1200$  muestras), el periodograma modificado de Welch aplicado para el estudio de la distribución espectral de la energía asociada a la OL queda definido como:

$$P_w(f) = \frac{1}{H} \cdot \sum_{h=0}^{H-1} P^h(f) \left( \frac{mV^2}{\text{Hz}} \right) \quad (6.9)$$

para  $h=0,1,2$ . Siendo  $P^h(f)$ :

$$P^h(f) = \frac{2}{U \cdot D \cdot T} \left| T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} x^h[n] \cdot \exp(-j \cdot 2\pi \cdot f \cdot n \cdot T) \right|^2 \left( \frac{mV^2}{\text{Hz}} \right) \quad (6.10)$$

para  $f \in [0, 5]$  Hz siendo  $f = k \cdot \frac{f_m}{M} = k \cdot \frac{10}{1024}$  (6.11)

$$U = T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} w^2[n] = 225 J \quad (6.12)$$

Se obtienen 10 densidades espectrales de potencia ( $P_w(f)$ ) por sesión, correspondientes con 10 muestras de tamaño  $N=1200$  (2 minutos de señal) de los registros de EEnG (tras el procesado citado) en ausencia de SB (solo OL), que denotamos como  $P_j^{OL}(f)$ , para  $j=0..9$ .

Finalmente se calcula el promedio de las 10 estimaciones espectrales obtenidas con el fin de reducir en mayor grado la varianza de la estimación de la PSD.

$$P^{OL}(f) = \frac{\sum_{j=0}^9 P_j^{OL}(f)}{10} \quad (6.13)$$

Este promediado adicional proporciona un estimador espectral consistente estadísticamente para el estudio de la distribución de la energía asociada a la OL. Una forma

alternativa de reducir la varianza de la estimación manteniendo la precisión en frecuencia, sería tomar secuencia de datos de mayor tamaño, ( $N^2=10 \times 1200$ ) manteniendo la división en segmentos de tamaño  $D=1024$ . Sin embargo, los movimientos esporádicos del animal a lo largo de la sesión de registro dificultan la obtención de ventanas de muy larga duración libres de artefactos.

#### 6.4.1.2. Estimación Espectral Energía SB

Los SB (picos rápidos de acción) son el componente de alta frecuencia del EEnG, su aparición se asocia a la actividad contráctil intestinal. Su energía se distribuye en frecuencias superiores a las de la OL. Para el estudio de la energía en frecuencia de los SB se estimará el espectro de la señal hasta los 50 Hz ( $f_m/2$ ).

El estimador espectral empleado será de nuevo (apartado 6.4.1.1) el periodograma modificado de Welch con ventana Hanning. Si bien ahora, para el estudio del espectro en alta frecuencia de la señal, no será necesaria tanta precisión en frecuencia. Así, se fija la precisión en frecuencia en 0.1 Hz. La selección de una precisión en frecuencia fija el ancho de temporal a considerar:

$$df=0.1 \text{ Hz} \xrightarrow{(6.7)} T=15\text{s} \xrightarrow{(6.5)} D=1500 \text{ muestras}$$

Aplicando *zero-padding* ( $M=2048$ ),  $\Delta f \approx 0.05$  Hz

Si se fija  $H=3$  con un solapamiento del 50% ( $N=3000$  muestras), el periodograma modificado de Welch aplicado para el estudio de la distribución espectral de la energía asociada a la OL queda definido como:

$$P_w(f) = \frac{1}{H} \cdot \sum_{h=0}^{H-1} P^h(f) \left( \frac{mV^2}{\text{Hz}} \right) \quad (6.14)$$

para  $h=0,1,2$ . Siendo  $P^h(f)$ :

$$P^h(f) = \frac{2}{U \cdot D \cdot T} \cdot \left| T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} x^h[n] \cdot \exp(-j \cdot 2\pi \cdot f \cdot n \cdot T) \right|^2 \left( \frac{mV^2}{\text{Hz}} \right) \quad (6.15)$$

para  $f \in [0, 50]$  Hz siendo  $f = k \cdot \frac{f_m}{M} = k \cdot \frac{100}{2048}$  (6.16)

$$U = T \cdot \sum_{n=0}^{D-1} w^2[n] = 562.5 \text{ J} \quad (6.17)$$

Se obtienen 10 densidades espectrales de potencia ( $P_w(f)$ ) por sesión, correspondientes con 10 muestras de tamaño  $N$  de los registros de EEnG en ausencia de SB (NSB), que se denota como  $P_j^{NSB}(f)$ , para  $j=0..9$ . Análogamente, se obtienen 10 densidades espectrales de potencia por sesión de los registros de EEnG en máxima presencia de SB que se denota como  $P_j^{SB}(f)$ , para  $j=0..9$ .

Finalmente se calcula el promedio de las 10 estimaciones espectrales obtenidas en cada situación (ausencia y presencia SB) con el fin de reducir en mayor grado la varianza de la estimación de la PSD.

$$P^{NSB}(f) = \frac{\sum_{j=0}^9 P_j^{NSB}(f)}{10} \quad (6.18)$$

$$P^{SB}(f) = \frac{\sum_{j=0}^9 P_j^{SB}(f)}{10} \quad (6.19)$$

### 6.4.2. Energía Acumulada en Frecuencia

Dada la distribución espectral de potencias de una señal  $P_w(f)$ , la energía de la señal entre las frecuencias  $f_0$  y una frecuencia genérica  $f$  viene dada por:

$$E(f_0, f) = T \cdot \int_{f_0}^f P_w(f) \cdot df \quad (6.20)$$

donde  $T$  es el tiempo correspondiente a la ventana considerada para la obtención de  $P_w(f)$ .

Se define la función energía acumulada en frecuencia normalizada ( $\%E(f_0, f_1, f)$ ) como el tanto por cien del cociente de la energía en función de la frecuencia con la energía total de la señal desde  $f_0$  a  $f_1$ .

$$\%E(f_0, f_1, f) = \frac{E(f_0, f)}{E(f_0, f_1)} \cdot 100 = \frac{T \cdot \int_{f_0}^f P_w(f) \cdot df}{T \cdot \int_{f_0}^{f_1} P_w(f) \cdot df} \cdot 100 \quad (6.21)$$

Para señales de tiempo discreto, muestreadas a una frecuencia  $f_m$  la ecuación se rescribe como sigue:

$$\%E(f_0, f_1, f) = \frac{T \cdot \sum_{f_k=f_0}^f P_w(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=f_0}^{f_1} P_w(f_k) \cdot \Delta f} \cdot 100 \quad (6.22)$$

para  $f \in [f_0, f_1]$  siendo  $f_k = k \cdot \Delta f$

donde  $\Delta f$  es la definición en frecuencia de la estimación espectral.

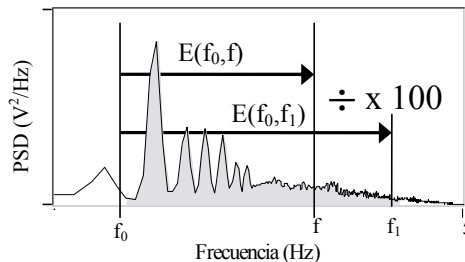


Figura 6.5. Obtención de la energía acumulada en frecuencia normalizada:  $\%E(f_0, f_1, f)$

#### 6.4.2.1. Energía Acumulada en Frecuencia de la OL

Se calcula la energía en frecuencia normalizada de las  $P^{OL}(f)$  de cada sesión descritas en el apartado 6.4.1.1. Estas funciones de densidad espectral de potencia se obtuvieron sobre los registros de EEnG con una frecuencia de muestreo equivalente de  $f_m=10$  Hz y con una definición en frecuencia de  $\Delta f \approx 0.01$  Hz. Pese a la existencia de un filtrado paso-alto analógico

(frecuencia corte 0.05 Hz), se fija  $f_0=0.15$  Hz para no considerar energía de continua y posibles derivas;  $f_1$  viene dado por el teorema de Nyquist  $f_1=f_m/2=5$  Hz.

$$\%E^{OL}(f) \equiv \%E^{OL}(0.15, 5, f) = \frac{T \cdot \sum_{f_k=0.15Hz}^f P^{OL}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=0.15Hz}^{5Hz} P^{OL}(f_k) \cdot \Delta f} \cdot 100 \quad (6.23)$$

para  $f \in [0.15, 5]$  Hz siendo  $f_k = k \cdot \Delta f$

### Límites en Frecuencia de la OL

El límite en frecuencia inferior de la energía asociada en la OL se fija en 0.15 Hz para incluir por completo la energía asociada al pico fundamental de energía en la frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3$  Hz) y no incluir la energía de continua y posibles derivas y modulaciones como se verá en discusión.  $f_{ci}^{OL}=0.15$  Hz

Para definir el límite superior en frecuencia de la energía asociada a la OL se considerará una cola de energía residual de tamaño  $\alpha$ .

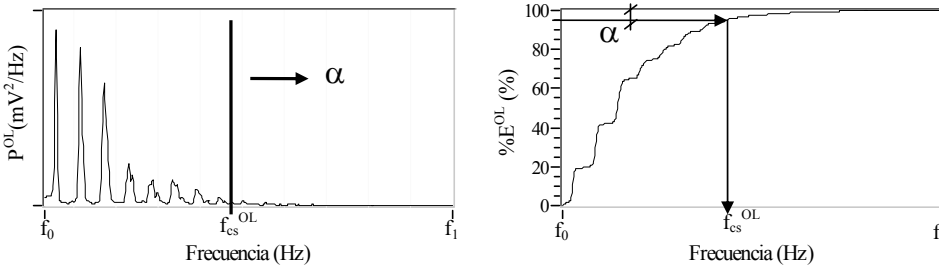


Figura 6.6. Obtención del límite en frecuencia superior de la energía asociada a la OL ( $f_{cs}^{OL}$ )

Concretamente, se empleará un tamaño de cola  $\alpha=0.025 \equiv 2.5\%$ .

$$f_{cs}^{OL} / \%E^{OL}(f_{cs}^{OL}) = (1 - \alpha) \cdot 100 = 97.5\% \quad (6.24)$$

Posteriormente se calculará la media y desviación estándar de los  $f_{cs}^{OL}$  obtenidos para cada sesión.

#### 6.4.2.2. Energía Acumulada en Frecuencia de los SB

Se calcula la energía acumulada en frecuencia normalizada de las  $P^{NSB}(f)$  y  $P^{SB}(f)$  de cada sesión descritas en el apartado 6.4.1.2. Estas funciones de densidad espectral de potencia se obtuvieron sobre los registros de EEnG con una frecuencia de muestreo  $f_m=100$  Hz y con una definición en frecuencia de  $\Delta f \approx 0.05$  Hz. Se fija  $f_0=0.15$  Hz para no considerar energía de continua y posibles derivas;  $f_1$  en esta ocasión se fija en 35 Hz, que coincide con la frecuencia de corte del filtro paso-bajo analógico en la adquisición de señales.

$$\%E^{NSB}(f) \equiv \%E^{NSB}(0.15, 35, f) = \frac{T \cdot \sum_{f_k=0.15Hz}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=0.15Hz}^{35Hz} P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f} \cdot 100 \quad (6.25)$$

$$\%E^{SB}(f) \equiv \%E^{SB}(0.15, 35, f) = \frac{T \cdot \sum_{f_k=0.15\text{Hz}}^f P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=0.15\text{Hz}}^{35\text{Hz}} P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f} \cdot 100 \quad (6.26)$$

para  $f \in [0.15, 35]$  Hz siendo  $f_k = k \cdot \Delta f$

Las diferencias de la energía de la señal en ambas situaciones se deberán fundamentalmente a la aparición de SB. Así para estudiar específicamente la energía asociada a los SB, se estudia incremento de energía de la señal en presencia y ausencia de SB:

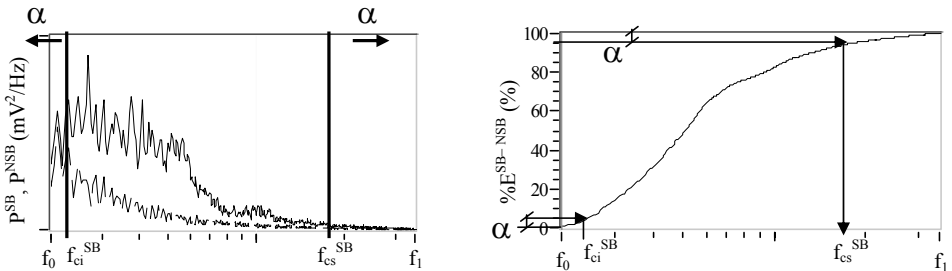
$$E^{SB-NSB}(f_0, f) = E^{SB}(f_0, f) - E^{NSB}(f_0, f) \quad (6.27)$$

Se calcula la energía acumulada en frecuencia normalizada asociada a la aparición de SB para frecuencias por encima de la OL ( $f_0 = f_{cs}^{OL} = 2$  Hz), hasta  $f_1 = 35$  Hz.

$$\%E^{SB-NSB}(f) \equiv \%E^{SB-NSB}(2, 35, f) = \frac{T \cdot \sum_{f_k=2\text{Hz}}^f P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f - T \cdot \sum_{f_k=2\text{Hz}}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=2\text{Hz}}^{35\text{Hz}} P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f - T \cdot \sum_{f_k=2\text{Hz}}^{35\text{Hz}} P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f} \cdot 100 \quad (6.28)$$

### Límites en Frecuencia de los SB

Para establecer los límites en frecuencia de la energía asociada a la aparición de SB, se procederá de forma análoga al cálculo del límite superior de la OL (apartado anterior), pero en esta ocasión se considerarán dos colas de tamaño  $\alpha$ , una de baja frecuencia para delimitar el límite en frecuencia inferior y otra de alta frecuencia para delimitar el límite superior (figura 6.7).



**Figura 6.7.** Obtención de los límites en frecuencia de la energía asociada a los SB ( $f_{ci}^{SB}$ ,  $f_{cs}^{SB}$ )

De nuevo, se fijará el tamaño de cola  $\alpha = 0.025 \equiv 2.5\%$ .

$$f_{ci}^{SB} / \%E^{SB-NSB}(f_{ci}^{SB}) = \alpha \cdot 100 = 2.5\% \quad (6.29)$$

$$f_{cs}^{SB} / \%E^{SB-NSB}(f_{cs}^{SB}) = (1 - \alpha) \cdot 100 = 97.5\% \quad (6.30)$$

Posteriormente se realizará un estudio estadístico de los  $f_{ci}^{SB}$  y  $f_{cs}^{SB}$  obtenidos para cada sesión.

### 6.4.3. Atenuación de la Energía del EEnG Externo

Para estudiar el efecto de las capas abdominales sobre el EEnG, se estudiará la energía de la señal antes y después de traspasar el abdomen (señal interna y de superficie respectivamente). Para ello, se dividirá el espectro de la señal en bandas de 1 Hz, para posteriormente obtener la relación entre la energía de la señal de superficie ( $E_{sup}$ ) e interna ( $E_{int}$ ) en cada banda. Para estudiar la atenuación de la señal en todo el rango de frecuencias deberemos realizar el estudio de atenuación sobre los registros en presencia de SB (presencia de la componente de alta frecuencia del EEnG).

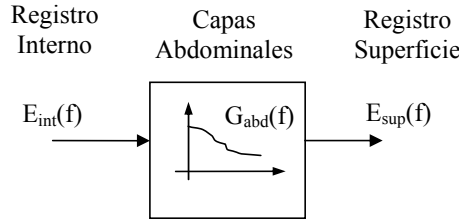


Figura 6.8. Esquema del estudio de atenuación.

El coeficiente de atenuación para cada banda de frecuencias se define como:

$$G_{abd}(f) = \frac{E_{sup}^{SB}(f-1, f)}{E_{int}^{SB}(f-1, f)} = \frac{T \cdot \sum_{f_k=f-1}^f P_{sup}^{SB}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=f-1}^f P_{int}^{SB}(f_k) \cdot \Delta f} \quad (6.31)$$

para  $f=1,2 \dots 35$  Hz

Además, para cada sesión se determinará la frecuencia para la cuál la atenuación es mayor.

$$f_{at} / G_{abd}(f_{at}) = \min[G_{abd}(f)] \quad (6.32)$$

Posteriormente se realizará un estudio estadístico sobre las frecuencias de máxima atenuación ( $f_{at}$ ) obtenidas.

### 6.4.4. Relación Señal-Interferencia

En ausencia de SB, la energía del EEnG se deberá únicamente a la componente de baja frecuencia, la OL. En estas condiciones, la energía registrada por encima del rango de frecuencia de la OL se deberá a la cola de energía residual de la OL y a posibles interferencias.

La frecuencia de corte superior de la OL (apartados 7.1.1 y 7.2.1) se sitúa en los 2 Hz. Se define por tanto la energía acumulada asociada a la interferencia como:

$$E_{int\,erf}(f) \equiv E^{NSB}(2, f) = T \cdot \sum_{f_k=2\text{Hz}}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f \quad (6.33)$$

para  $f \in [2, 35]$  Hz siendo  $f_k = k \cdot \Delta f$ , y  $\Delta f = \frac{100}{2048} \approx 0.05$  Hz



En el rango de frecuencias considerado (2-35 Hz), la componente de señal deseada del EEnG son los spike bursts. Por tanto, se define la energía de señal como la energía acumulada asociada a la aparición de SB:

$$E_{señal}(f) \equiv E^{SB-NSB}(2, f) = T \cdot \sum_{f_k=2Hz}^f P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f - T \cdot \sum_{f_k=2Hz}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f \quad (6.34)$$

para  $f \in [2, 35]$  Hz

En función de la frecuencia considerada para la integración se obtendrá una relación señal/interferencia que viene dada por:

$$S/I(f) = \frac{E_{señal}(f)}{E_{interf}(f)} = \frac{E^{SB-NSB}(2, f)}{E^{NSB}(2, f)} = \frac{T \cdot \sum_{f_k=2Hz}^f P^{SB}(f_k) \cdot \Delta f - T \cdot \sum_{f_k=2Hz}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f}{T \cdot \sum_{f_k=2Hz}^f P^{NSB}(f_k) \cdot \Delta f} \quad (6.35)$$

para  $f \in [2, 35]$  Hz

Se calcularán tres indicadores de la función S/I(f):

1. La relación señal/interferencia máxima:

$$S/I_{max} = \max(S/I(f)) \text{ para } f \in [2, 35] \text{ Hz} \quad (6.36)$$

2. La frecuencia para la cual se tiene la  $S/I_{max}$

$$f^{S/I} / S/I(f^{S/I}) = S/I_{max} \quad (6.37)$$

3. La relación señal/interferencia para el limite superior en frecuencia de los SB (obtenido tras la estadística sobre (6.30)):

$$S/I_{SB} = S/I(f_{cs}^{SB}) \quad (6.38)$$

### 6.4.5. Filtrado Adaptativo

Para reducir las interferencias en el registro de superficie se ensayará la técnica del filtrado adaptativo (FA). La estructura básica de un filtro adaptativo se muestra en la figura 6.9. La señal primaria de entrada  $d(k)$  se compone de dos señales no correladas  $s_0(k)$  (señal) y  $i_0(k)$  (interferencia). La entrada de referencia  $x(k)$  contiene  $s_1(k)$  y  $i_1(k)$ . La señal  $s_1(k)$  está correlada con  $s_0(k)$ , e  $i_1(k)$  no está correlado con  $s_1(k)$  ni con  $i_0(k)$ .

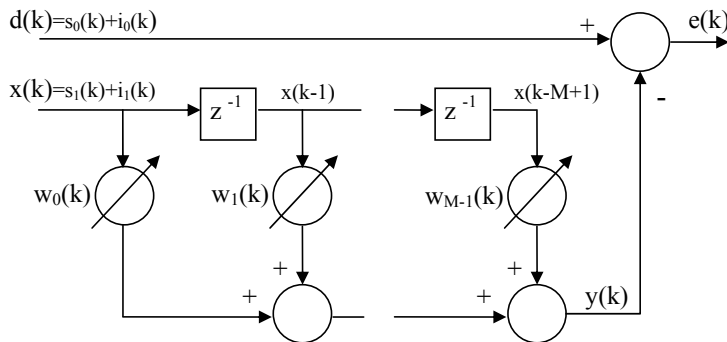


Figura 6.9. Estructura básica de un filtro adaptativo.

Si definimos el vector de entrada  $X(k)$  como:

$$X(k) = [x(k), x(k-1), \dots, x(k-M+1)] \quad (6.39)$$

y el vector de pesos  $W(k)$  como:

$$W(k) = [w_0(k), w_1(k), \dots, w_{M-1}(k)] \quad (6.40)$$

donde  $M$  es el orden del filtro adaptativo y  $w_i$  es el  $i$ -ésimo peso en el instante  $k$ .

La señal de salida en el instante  $k$  ( $y(k)$ ), se expresa como:

$$y(k) = X(k) \cdot W^T(k) = W(k) \cdot X^T(k) \quad (6.41)$$

La señal de error es

$$e(k) = d(k) - y(k) = s_0(k) + i_0(k) - y(k) \quad (6.42)$$

De acuerdo con el algoritmo de optimización del error cuadrático medio (LMS) [WIDROW ET AL., 1975], el nuevo vector de pesos para el instante  $k+1$  será:

$$W(k+1) = W(k) + 2 \cdot \mu \cdot e(k) \cdot X(k) \quad (6.43)$$

donde el tamaño de paso  $\mu$  es una constante que controla el ritmo de adaptación.

La esperanza del error cuadrático medio es:

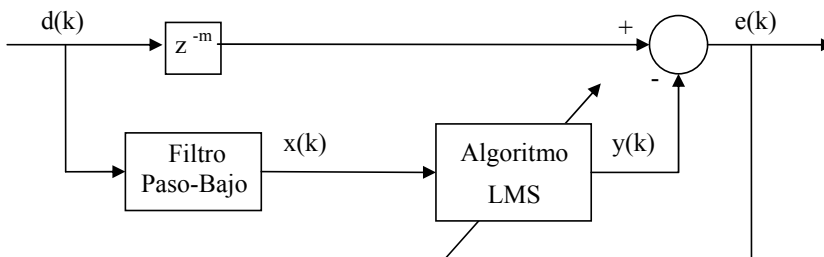
$$E[e^2(k)] = E[(s_0(k) - y(k))^2] + E[i_0^2(k)] \quad (6.44)$$

Para minimizar el error cuadrático medio será necesario que

$$E[(s_0(k) - y(k))^2] = 0 \quad (6.45)$$

Entonces, la salida del filtro adaptativo  $y(k)$  genera una estimación óptima de  $s_0(k)$  de la señal primaria de entrada.

El FA aplicado en este estudio posee la configuración de un estimador de señal de superficie, ver figura 6.10. Donde la señal de entrada  $d(k)$  será el registro de la señal de superficie (EEnG+ECG),  $x(k)$  es una primera estimación de la señal de superficie sin ECG, y de acuerdo con la teoría de filtros adaptativos, la salida del filtro adaptativo  $y(k)$  es la mejor estimación de la señal de EEnG contenida en  $d(k)$ . El retardo de muestras  $z^{-m}$  se emplea para compensar el retraso introducido por el filtro paso-bajo. Los parámetros del filtro adaptativo se fijan en  $M=32$ ,  $\mu=0.05$ . El filtro paso bajo empleado es un filtro de Butterworth de orden 12 que introduce un retraso de  $m=8$  muestras.



**Figura 6.10.** Estructura del FA de estimación de señal de superficie implementado.

La frecuencia de corte del filtro paso-bajo de estimación de señal de superficie se fija en base a 2 criterios derivados de los resultados obtenidos en los apartados (7.4 y 7.5.2):

1. **fc=f<sub>at</sub>=16 Hz.** Frecuencia a partir de la cual el efecto de la interferencia predomina sobre el efecto de atenuación del EEnG propio de las capas abdominales. El filtro adaptativo resultante se denomina FA<sub>1</sub>.
2. **fc=f<sup>S/I</sup>=9 Hz.** Frecuencia a partir de la cual comienza a decrecer la relación señal/interferencia, es decir, aparece más energía de interferencia que señal. El filtro adaptativo resultante se denomina FA<sub>2</sub>.

Se aplicarán los filtros adaptativos FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub> sobre la señal de superficie para la eliminación de interferencias. Se caracterizará de nuevo la componente de alta frecuencia del EEnG externo tras el filtrado adaptativo. Asimismo, se calcularán las nuevas funciones de relación señal-interferencia para comparar los nuevos resultados con los obtenidos para la señal sin filtros adaptativos.

## 6.5. Definición y Validación de Parámetros Cuantificadores del EEnG

### 6.5.1. Parámetros Espectrales del EEnG

Dada una distribución espectral de potencias P<sub>w</sub>(f) (definida en apartado 6.4.1), el incremento de energía en alta frecuencia de la señal de superficie asociado a la existencia de actividad contráctil (SB), apartado 7.2.2, se caracterizará mediante:

1. **Eeeng:** energía total del EEnG, integra la energía en el rango de frecuencias de la OL y los SB.

$$Eeeng = T \sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot \Delta f \quad (6.46)$$

2. **Esb:** energía en el rango de frecuencias de los SB

$$Esb = T \sum_{f=f_{ci}^{SB}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot \Delta f \quad (6.47)$$

3. **Esb/Eeeng:** energía en el rango de los SB normalizada por la energía total EEnG

$$Esb / Eeeng = \frac{T \sum_{f=f_{ci}^{SB}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot \Delta f}{T \sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot \Delta f} \quad (6.48)$$

4. **FM:** frecuencia media en el rango del EEnG, valora el desplazamiento a altas frecuencias de parte de la energía total del EEnG en presencia de actividad contráctil.

$$FM = \frac{\sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot f}{\sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f)} \quad (6.49)$$

5. **FSD**: desviación estándar de frecuencia en el rango del EEnG, valora la dispersión de la energía en frecuencia (ancho de banda) del EEnG.

$$FSD^2 = \frac{\sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f) \cdot (f - FM)^2}{\sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{SB}} P(f)} \quad (6.50)$$

Se incluye un parámetro adicional, la energía asociada a la OL, con el fin de comprobar que la energía asociada a este componente no se relaciona con el grado de actividad contráctil.

6. **Eol**: energía en el rango de frecuencias de la OL

$$Eol = T \sum_{f=f_{ci}^{OL}}^{f_{cs}^{OL}} P(f) \cdot \Delta f \quad (6.51)$$

Los límites en frecuencia aplicados para la obtención de los parámetros espectrales de motilidad intestinal son los obtenidos en el apartado 7:

$$f_{ci}^{OL} = 0.15\text{Hz}, f_{cs}^{OL} = 2\text{Hz}, f_{ci}^{SB} = 2\text{Hz}, f_{cs}^{SB} = 20\text{Hz}, f_{cs}^{SB} = 9\text{Hz} \quad * \text{Para relación S/Imáx}$$

Los valores de los límites en frecuencia han sido redondeados para mayor sencillez de cálculos e interpretación, sin que ello afecte de forma significativa a los resultados que se deriven.

Obsérvese que se han considerado dos límites superiores para la energía en frecuencia de los SB ( $f_{cs}^{SB}=20\text{Hz}$ ,  $9\text{Hz}$ ), estos límites se corresponden con las frecuencias límite obtenidas para considerar toda la energía de los SB y para obtener una relación S/I máxima. Así pues, se obtendrán dos grupos de parámetros para la señal de superficie en función del ancho de banda considerado para el EEnG,  $[0.15-20\text{Hz}]$  ó  $[0.15-9\text{Hz}]$ , con el fin de estudiar cual es óptimo para la cuantificación de la actividad contráctil.

La distribución espectral de potencia de señales empleado es el periodograma modificado de Welch con ventana Hanning tal y como se define en el apartado 6.4.1.2. La única diferencia consiste en el tamaño de ventana empleado. En el apartado 6.4.1.2 se empleaba una secuencia de señal de 30s que proporcionaba (ecuación 6.7) una precisión en frecuencia de 0.1Hz. Para este estudio se tomará una mayor longitud de ventana temporal (60s) lo que proporciona  $df=0.05\text{Hz}$  que permite la correcta discriminación de las frecuencias por debajo de 0.15 Hz. Esta decisión se ve apoyada por el hecho de que un gran número de autores define los índices de motilidad para intervalos de 1 minuto [GROH ET AL., 1989; CHALLIS ET AL., 1989; ZENILMAN ET AL., 1992; MARTINEZ-DE-JUAN, 1998, NETO ET AL., 1999]

### 6.5.2. Índice de Motilidad Interno

Como referencia del grado de actividad motora intestinal se empleará un índice de motilidad intestinal (**IMI**) validado como es la energía por encima de los 2Hz del EEnG interno en un minuto [MARTÍNEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]. La integración en el espectro se limita a los 27Hz (frecuencia límite para la energía de SB internos, apartado 7.1.2).

$$IMI = T \sum_{f=2\text{Hz}}^{27\text{Hz}} P(f) \cdot \Delta f \quad (6.52)$$

Al igual que para la señal de superficie el estimador espectral empleado será el periodograma modificado de Welch de ventana Hanning definido en el apartado 6.4.1 sobre secuencias de un minuto con un  $df=0.05\text{Hz}$ .

### 6.5.3. Correlación Señal de Superficie-Interna de referencia

Para determinar que parámetros espectrales derivados del EEnG de superficie representan mejor el grado de actividad contráctil intestinal interna se calculará el coeficiente de correlación (CC) de cada uno de estos parámetros con el índice de motilidad intestinal de la señal interna de referencia.

Dada dos secuencias de datos  $X=x[0],x[1],\dots, x[N-1]$ ;  $Y=y[0],\dots,y[N-1]$  de  $N$  muestras cada una. Se define el coeficiente de correlación entre ambas series como:

$$CC_{x,y} = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} x[k] \cdot y[k] - N \cdot \bar{x} \cdot \bar{y}}{\sqrt{\left(\sum_{k=0}^{N-1} x[k]^2 - N \cdot \bar{x}^2\right) \cdot \left(\sum_{k=0}^{N-1} y[k]^2 - N \cdot \bar{y}^2\right)}} \quad (6.53)$$

donde  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  son los valores medios de las series  $x[k]$  e  $y[k]$  respectivamente.

En el estudio de correlación cuyos resultados se muestran en el apartado 8.2 la serie  $X$  se corresponde con la evolución temporal de los parámetros espectrales (apartado 6.5.1) de la señal de superficie, y la serie  $Y$  se corresponde con el índice de motilidad intestinal (apartado 6.5.2) del electrodo interno de referencia, de cada sesión obtenidos en el apartado 8.1. Las ventanas de señal que contienen artefactos no se incluyen en el estudio.

Se obtendrán los CC de cada parámetro para un total de 18 sesiones correspondientes a 5 sujetos en estudio.

Para cada sujeto de estudio y el global de sesiones se calculará la media y desviación estándar de los CC de cada sesión.

Para realizar un test de hipótesis (no paramétrico) con el fin de demostrar la existencia o no de diferencias significativas de los distintos coeficientes de correlación de cada parámetro, el promedio debería obtenerse para un estadístico que siga una distribución normal. El coeficiente de correlación no lo es (entre otros detalles su rango es  $CC \in [-1,1]$ ), por tanto debería realizarse una transformación normal del CC estimado, que es [BENDAT Y PIERSOL, 1986; GUTMAN ET AL., 1982]:

$$z = \frac{1}{2} \cdot \ln\left(\frac{1+CC}{1-CC}\right) \quad (6.54)$$

cuya varianza es 
$$\sigma_{CC}^2 = \frac{1}{N-3} \quad (6.55)$$

donde  $N$  es el tamaño de muestra

### 6.5.4. Función Coeficientes Correlación Señal Superficie-Internas

La función coeficiente de correlación ( $FCC[k]$ ) representa la correlación existente entre dos series de datos  $X$  e  $Y$  al producir un desplazamiento  $k$  de la serie  $X$  respecto de la  $Y$ .

Dada dos secuencias de datos  $X=x[0],x[1],\dots, x[N-1]$ ;  $Y=y[0],\dots,y[N-1]$  de  $N$  muestras se define:

$$FCC(k) = \frac{Rxy(k) - N \cdot \bar{x} \cdot \bar{y}}{\sqrt{(Rxx(0) - N \cdot \bar{x}^2) \cdot (Ryy(0) - N \cdot \bar{y}^2)}} \quad (6.56)$$

para  $k = -(N-1), -(N-2), \dots, 0, \dots, N-1$ ; donde

$$Rxy(k) = \sum_{j=0}^{N-1} x(j) \cdot y(j+k) \quad (6.57)$$

$$Rxx(k) = \sum_{j=0}^{N-1} x(j) \cdot x(j+k) \quad (6.58)$$

$$Ryy(k) = \sum_{j=0}^{N-1} y(j) \cdot y(j+k) \quad (6.59)$$

En el estudio presentado en el apartado 8.3 la serie X serán los parámetros espectrales de superficie Esb, Esb/Eeeng, FM, FSD descritos en el punto 6.5.1, y la serie Y será el IMI (6.5.2) de 3 electrodos internos (referencia, aboral y distal). Todas las sesiones de registro incluidas en este estudio se realizaron en estado de ayunas, con lo que índices de motilidad de los 3 puntos internos de registro del intestino deberían mostrar el complejo motor migratorio interdigestivo trasladándose a lo largo del intestino [SARNA, 1985]. La actividad contráctil registrada en estos puntos internos debería ser similar con un desfase temporal dependiente de la distancia entre electrodos y la velocidad de traslación de la fase III del CMMI. Con el fin de no afectar al desfase temporal entre señales, no se eliminan del estudio aquellas ventanas temporales que presentan artefactos. Se realiza una interpolación lineal entre el valor del IMI o parámetro de superficie de la ventana anterior y posterior a la ventana artefactada.

Cada una de las FCC[k] se caracterizará mediante tres parámetros:

- Correlación a desplazamiento nulo, FCC[0]
- Correlación máxima, FCCmax
- Desplazamiento (Desp) para FCCmax, es decir:

$$Desp / FCC[Desp] = FCCmax$$

Para cada sujeto en estudio se calculará la media y desviación estándar de cada parámetro de las FCC[k] obtenidas.

### 6.5.5. Análisis Discriminante entre Mínima y Máxima Actividad Contráctil

La aplicación de una herramienta estadística como el análisis discriminante permite distinguir entre distintos estados de una muestra de señal definida por una serie de indicadores  $X_1, X_2, \dots, X_n$ .

Dado un conjunto de variables cuantitativas (predictoras)  $X_1, X_2, \dots, X_n$  y una variable cualitativa (factor de clasificación) Y que puede tomar un número limitado k de valores A, B... se pueden definir k funciones de clasificación:

$$y_A = a_0 + a_1 \cdot x_1 + \dots + a_n \cdot x_n$$

$$y_B = b_0 + b_1 \cdot x_1 + \dots + b_n \cdot x_n$$

.....

de forma que  $y_A$ ,  $y_B$  representan la probabilidad de que el caso considerado definido por  $x_1 \dots x_n$  pertenezca al grupo A, B... Por consiguiente, la muestra considerada se clasifica en el grupo correspondiente a  $y_{\max}$ .

Para la presente tesis se particulariza a una única variable cuantitativa predictora: un parámetro espectral de la señal de superficie; y una variable de clasificación de dos posibles estados: mínima y máxima actividad contráctil. Se realizará pues, un análisis discriminante sobre muestras del EEnG de superficie en periodos de máxima ( $y=A$ ) y mínima actividad contráctil ( $y=B$ ) para evaluar la capacidad de discriminación de cada parámetro de superficie ( $X_1$ ) entre estos estados de motilidad intestinal.

#### 6.5.5.1. Datos del Estudio

Para cada sesión de registro se seleccionarán como muestras de máxima actividad motora aquellas ventanas de EEnG de superficie (1 minuto) que correspondan a la fase III (identificada por personal médico experto) de los CMMI registrados en la señal interna de referencia tras el ajuste del desfase temporal entre señales. Este desfase temporal queda definido por los desplazamientos necesarios para la correlación máxima de Esb de superficie con el IMI de referencia de cada sesión obtenidos en el apartado 8.3.

Para este estudio se emplearán 18 sesiones en estado de ayunas correspondientes a 5 sujetos en estudio. Dado que la duración de la fase III de cada CMMI es de 3-5 minutos, con el fin de aumentar el tamaño muestral se agruparán muestras de las distintas sesiones de un mismo sujeto.

De forma análoga se seleccionarán el mismo número de muestras en cada sesión para el periodo de inactividad correspondiente a los minutos en fase I (identificada por personal médico experto) y se agruparán para cada sujeto.

Para cada parámetro en estudio se obtendrán cinco distribuciones de valores para mínima actividad y cinco para máxima actividad, con un total de 105 valores en cada estado de actividad contráctil.

\* la identificación de las fases del CMMI fue realizada por personal médico experto.

#### 6.5.5.2. Parámetros en Estudio

Los parámetros incluidos en el estudio serán los mismos sobre los que se efectuó el estudio de correlación cruzada (apartado 8.3, definidos en 6.5.1): **Esb**, **Esb/Eeeng**, **FM** y **FSD**. Además para tratar de reducir las diferencias debidas a las características de cada sesión de registro y propias de cada sujeto se incluirán en el estudio dos parámetros adicionales resultado de la normalización de Esb:

5. **Esb/Esbmax**: energía en el rango de frecuencias de los SB dividido por el valor máximo de Esb (Esbmax) alcanzado en la sesión de registro.
6. **Esb/Esbmin**: energía en el rango de frecuencias de los SB dividido por el valor mínimo de Esb (Esbmin) alcanzado en la sesión de registro

#### 6.5.5.3. Estudio Estadístico

Antes de realizar en análisis discriminante propiamente dicho se calculará la media y desviación típica de las muestras de parámetros en reposo y máxima actividad de cada sujeto. Además se determinará además si existen o no diferencias significativas entre ambas situaciones mediante el test de Kolmogorov-Smirnov ( $p < 0.05$ ), dado que las distribuciones obtenidas no son distribuciones normales.

Con el fin de determinar para qué parámetros se pueden agrupar los datos correspondientes a sujetos distintos se aplicará el test de Krustall-Wallis y ANOVA ( $p < 0.05$ ) sobre las distribuciones de cada parámetro para los distintos sujetos.

Finalmente se aplicará un análisis discriminante sobre las muestras de cada parámetro de superficie clasificando las distintas muestras en máxima (A) y mínima (B) actividad contráctil.

	Pronosticado		
		A	B
Observado			
A		VP	FN
B		FP	VN

Se obtendrán tres parámetros (índices de predicción) que valoran la capacidad discriminatoria de cada parámetro:

- **Sensibilidad:**  $Sbl = \frac{VP}{VP + FN} \cdot 100$  (6.60)

porcentaje acierto de casos en máxima actividad

- **Especificidad:**  $Esp = \frac{VN}{VN + FP} \cdot 100$  (6.61)

porcentaje acierto de casos en mínima actividad

- **Exactitud:**  $Exc = \frac{VP + VN}{VP + FN + VN + FP} \cdot 100$  (6.62)

porcentaje total de aciertos

Este análisis se realizará para cada sujeto en estudio, obteniéndose además los valores predictivos promedio como media ponderada de los obtenidos para cada sujeto.

Además para aquellos parámetros cuyas distribuciones no presenten diferencias significativas entre individuos se aplicará el análisis discriminante sobre el conjunto total de datos. Dado que para este estudio se dispone de un número de datos suficiente (105 muestras en reposo y 105 en máxima actividad contráctil) se dividirá el conjunto global en dos grupos: grupo de diseño (70x2 muestras) y grupo de test (35x2) muestras. La selección de las muestras pertenecientes a cada grupo para cada sujeto se realiza al azar manteniendo la proporción de contribución  $\approx 66\%$  diseño,  $\approx 33\%$  test.

## 6.6. Optimización del Análisis Espectral del EEnG

### 6.6.1. Estacionariedad de una Ventana de Señal

Dada una ventana de señal de tamaño L definida por la secuencia de datos  $X = x_0, x_1, \dots, x_{L-1}$ . Si la ventana es suficientemente larga comparada con el componente en frecuencia más bajo de la señal, se puede evaluar la estacionariedad de la señal aplicando el siguiente método [BENDAT Y PIERSON, 1986]:

- 1.- Dividir la secuencia de datos en N intervalos del mismo tiempo



- 2.- Calcular el valor cuadrático medio u otro parámetro estimador de la señal en cada intervalo definido, generando un vector de la forma:  $y_1, y_2, \dots, y_N$ . Donde  $y_i$  es el valor del parámetro Y en el intervalo i.
3. Estudiar la secuencia del parámetro Y buscando la presencia de tendencias o variaciones distintas a las debidas a las propias del muestreo.

Se trata de un método de aplicación genérica que a continuación se concreta para su correcta aplicación al estudio de estacionariedad del EEnG.

#### 6.6.1.1. Tamaño de Ventana

Se ensayarán distintos anchos de ventana desde 10s ( $\cong 3$  ondas lentas) a 120s ( $\cong 36$  OL) con el fin de observar el efecto de este parámetro sobre el test de estacionariedad. Concretamente se ensayarán: L=10s, 20s, 30s, 60s, 90s y 120s.

En todos los casos la ventana de señal se divide en N=10 intervalos de igual tamaño.

#### 6.6.1.2. Parámetro Estimador

Para la correcta aplicación del test de estacionariedad, se ha de seleccionar un parámetro Y que refleje los cambios en la dinámica de la señal. En el apartado 6.5.1 se define una serie de parámetros espectrales que caracterizan la energía en frecuencia del EEnG. Aquellos parámetros que a lo largo del apartado 8 muestran describir mejor las variaciones en el espectro del EEnG asociadas a la ausencia o existencia de spike bursts (SB) y su grado de intensidad son:

1. **Esb**: energía en el rango de los SB
2. **Esb/Eeeng**: energía en el rango de los SB normalizada por la energía total EEnG.
3. **FM**: frecuencia media en el rango del EEnG.
4. **FSD**: desviación estándar de frecuencia en el rango del EEnG.

Los límites en frecuencia aplicados para la obtención de los parámetros espectrales de motilidad intestinal son los obtenidos en el apartado 7 de resultados:

$$f_{ci}^{OL} = 0.15 \text{ Hz}, f_{ci}^{SB} = 2 \text{ Hz}, \text{ tanto para el EEnG interno como de superficie y } f_{cs}^{SB} = 27 \text{ Hz} \\ \text{para EEnG interno, } f_{cs}^{SB} = 9 \text{ Hz para EEnG superficie.}$$

#### 6.6.1.3. Test de Estacionariedad

El *Reverse Arrangement Test* (RAT) es una herramienta utilizada para la detección de tendencias en una serie de datos sin necesidad de normalidad en la distribución u otros requisitos sobre la naturaleza de los datos. Si el vector bajo análisis refleja la evolución temporal de un parámetro característico de una señal, el test permite conocer si la señal en estudio es o no estacionaria [BENDAT Y PIERSOL, 1986; MAÑANA ET AL., 2001].

Considerese una secuencia de N observaciones de una variable aleatoria  $x$ , donde las observaciones se denotan por  $x_i$ ,  $i=1, 2, 3, \dots, N$ . Se debe contar el número de veces que  $x_i > x_j$  para  $i < j$ . El número total de casos en que esto ocurre se denota por  $A$ . Una definición general para  $A$  es la que sigue:

$$h_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{si } x_i > x_j \\ 0 & \text{si } x_i \leq x_j \end{cases} \quad (6.63)$$

$$A_i = \sum_{j=i+1}^N h_{ij} \quad (6.64)$$

$$A = \sum_{i=1}^{N-1} A_i \quad (6.65)$$

Si la secuencia de  $N$  observaciones son observaciones independientes de la misma variable aleatoria ( $x$ ), entonces  $A$  es una variable aleatoria con las siguientes medias y varianzas:

$$\mu_A = \frac{N(N-1)}{4} \quad (6.66)$$

$$\sigma_A^2 = \frac{2N^3 + 3N^2 - 5N}{72} \quad (6.67)$$

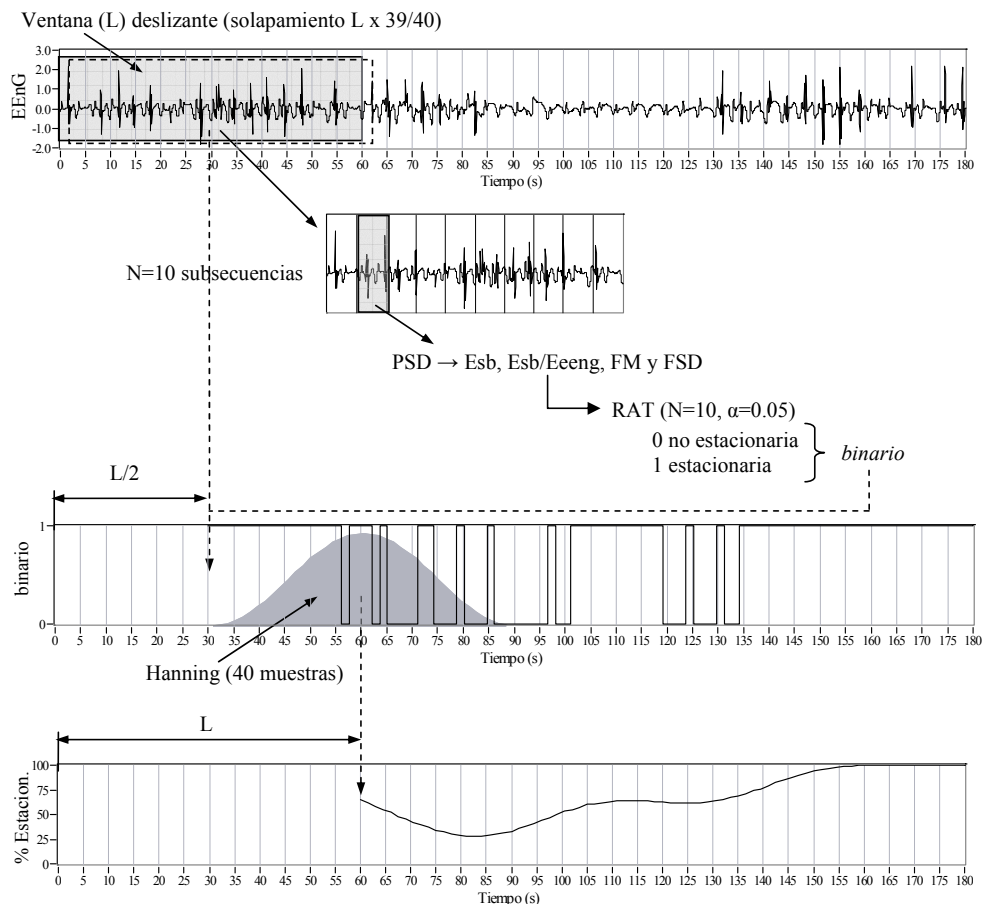
Si no existe una tendencia en  $x$ , la zona de aceptación de esta hipótesis es  $[A_{N;1-\alpha/2} < A < A_{N;\alpha/2}]$ . En este estudio se empleará  $N=10$ ;  $\alpha=0.05$  se resulta en una zona de aceptación de  $[11 < A < 33]$ .

Para el caso de aplicación, la existencia de una tendencia supone que existen cambios en el parámetro característico ( $x$ ), que no son debidos a cambios aleatorios propios del muestreo, existiendo por tanto una variación en la dinámica de la señal (no estacionariedad).

### 6.6.2. Evolución Temporal de la Estacionariedad

Mañana *et al.* en 2001 emplearon una metodología de análisis de la estacionariedad de la señal mioeléctrica del músculo pulmonar para estudiar los cambios que se producían en la señal durante el ciclo respiratorio [MAÑANA ET AL., 2001]. El método que utilizaron les permitía obtener una evolución temporal del porcentaje de estacionariedad de la señal y detectar en qué intervalos de tiempo había cambios en la dinámica de la señal. Se adaptará y aplicará esta herramienta sobre el EEnG. A continuación se describe el citado método una vez adaptado a las características concretas del EEnG.

- 1.- Se aplica una ventana rectangular de tamaño  $L$  que se irá desplazando sobre la señal adquirida con un solapamiento del 97.5% (39/40).
- 2.- Cada ventana de tamaño  $L$  se divide en  $N=10$  segmentos de igual tamaño y se aplica el test de estacionariedad descrito en el apartado 6.7.1. Se crea un vector *binario* donde se añade un 1 si la señal es estacionaria y un 0 en caso contrario. El vector *binario* está desfasado  $L/2$  respecto del vector de señal.
3. Se aplica una ventana Hanning normalizada de tamaño 40 muestras al vector *binario* y la suma de elementos se almacena en un nuevo vector llamado *%Estacion*. Esta ventana se desliza sobre el vector *binario*. El tamaño es de 40 muestras puesto que cada ventana de tamaño  $L$  se desplazaba  $L/40$  (solapamiento 97.5%) para evaluar la estacionariedad. Además se aplica ventana Hanning puesto que la posición central tiene más importancia que los extremos. El vector *%Estacion* está desfasado  $L/2$  respecto del vector *binario* y  $L$  respecto de la señal adquirida.



**Figura 6.11.** Esquema del proceso de obtención de la evolución temporal de la estacionariedad

Se estudiará la evolución temporal de la estacionariedad en estado de ayunas para 18 sesiones correspondientes a 5 sujetos de estudio, evaluando distintos parámetros característicos de la señal (Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD). Se aplicarán distintos tamaños de ventana: L=10s, 20s, 30s, 60s, 90s y 120s con el fin de estudiar la influencia de este parámetro sobre el grado de estacionariedad de la señal.

Para analizar el grado de estacionariedad de la señal en cada una de las fases del CMMI (apartado 9.1), se seleccionará un CMMI de cada sesión y se calculará, para cada sujeto, la media y desviación estándar del índice de estacionariedad en fase I, fase II y fase III. Dado el elevado número de combinaciones de L y de parámetros característicos de la señal, con el fin de simplificar la presentación de resultados, se mostrarán los resultados correspondientes a 3 tamaños de ventana (L=10s, 60s y 120s) y para un único parámetro característico. Se toma Esb con parámetro característico para el EEnG interno pues es el que se deriva directamente de la definición del IMI validado, apartado 6.5.2. Se toma Esb/Eeeng para el EEnG de superficie, pues como se verá en el apartado 9.2.2 el parámetro Esb presenta valores anómalos en algún caso.

Además se obtendrá el índice de estacionariedad promedio de cada sesión de registro (18 sesiones) para cada L, con objeto de determinar para qué tamaños de ventana se puede considerar el EEnG como una señal estacionaria, apartado 9.2.

### 6.6.3. Ancho de Ventana Ajustable

#### 6.6.3.1. Definición. Principio Funcionamiento.

Dada la dinámica de la señal eléctrica intestinal (aparición y desaparición de contracciones y distinto grado de intensidad de las mismas), y como también se puede observar a lo largo del apartado 8.1, el contenido espectral del EEnG varía con el tiempo. Parece lógico por tanto que un ancho de ventana adecuado para su correcto análisis también deberá ser variable en el tiempo. Cuando no existe componente de alta frecuencia (SB) y sólo las OL están presentes pueden tomarse mayores anchos de ventana para el correcto estudio de la energía de baja frecuencia (OL) a costa de perder resolución temporal. Por otro lado, cuando los SB están presentes, resulta interesante una mayor precisión temporal para la adecuada identificación de aquellas OL que están acompañadas o no de SB; adquiriendo una menor importancia la precisión para el estudio de bajas frecuencias. Siguiendo esta filosofía el ancho de banda de la señal en cada instante debe ayudar a determinar el tamaño de ventana más adecuado. Así, se puede definir una longitud para la ventana k en función del ancho de banda de la señal en la ventana k-1.

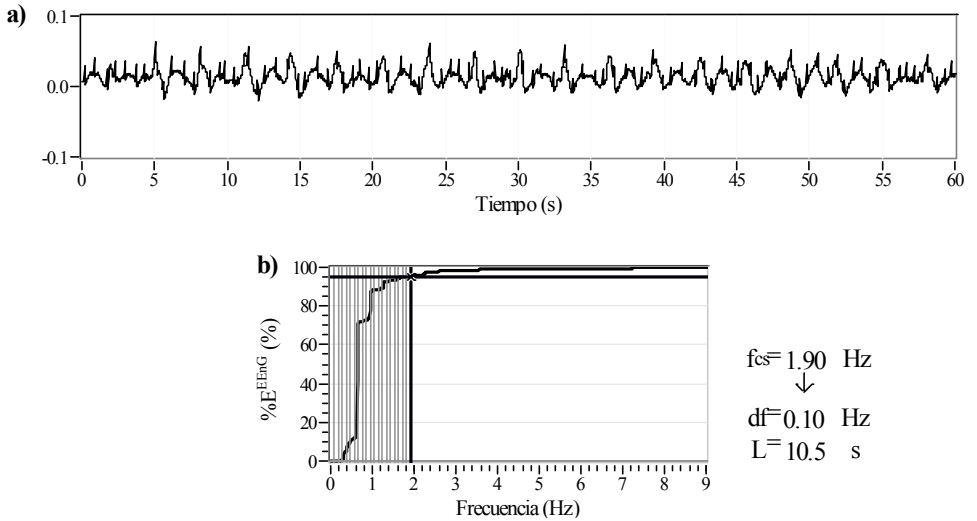
$$df[k] = \frac{f_{cs}[k-1]}{C} \rightarrow L[k] = \frac{1}{df[k]} = \frac{C}{f_{cs}[k-1]} \quad (6.68)$$

para  $k=1, 2, \dots$ , donde C es una constante con valor 20,  $df[k]$  es la precisión en frecuencia y  $L[k]$  es el ancho de ventana temporal (s) para la ventana k-ésima, y  $f_{cs}[k-1]$  es la frecuencia de corte superior del ancho de banda de la señal (Hz) de EEnG en la ventana anterior (k-1) obtenido de forma análoga al apartado 6.4.2:

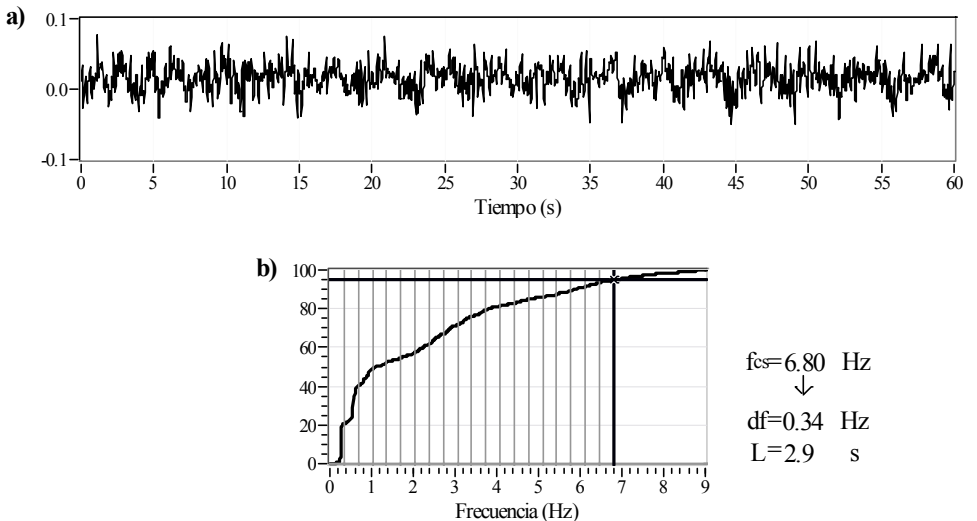
$$\%E^{EEnG}(f_{cs}[k]) = \frac{L[k] \cdot \sum_{f=0.15Hz}^{f_{cs}[k]} P_k(f) \cdot \Delta f[k]}{L[k] \cdot \sum_{f=0.15Hz}^{9Hz} P_k(f) \cdot \Delta f[k]} \cdot 100 = 95\% \quad (6.69)$$

para  $k=1, 2, \dots$ , donde  $P_k(f)$  es el periodograma no modificado con ventana rectangular y añadido de ceros, análogo al definido en el apartado 6.4.1 para  $H=1$ . La única diferencia consiste en el tamaño de ventana empleado es el definido por la ecuación 6.68.

Las figuras 6.12 y 6.13 ilustran el principio de funcionamiento del método. Cuando la OL es la única componente presente del EEnG (figura 6.12), la energía del EEnG se concentra en la baja frecuencia y el algoritmo emplea anchos de ventana mayores (L) para obtener una buena precisión en frecuencia (df). Sin embargo, cuando existe energía de alta frecuencia asociada a los SB (figura 6.13), el algoritmo proporciona anchos de ventana menores (perdiendo precisión en frecuencia) para una mejor localización de aquellas OL que están acompañadas de SB.



**Figura 6.12.** Principio de funcionamiento del algoritmo de cálculo de ancho de ventana. a) EEnG de superficie en periodo de inactividad contráctil. b) Porcentaje de energía acumulada en el rango del EEnG,  $f_{cs}(\alpha=0.05)$ .



**Figura 6.13.** Principio de funcionamiento del algoritmo de cálculo de ancho de ventana. a) EEnG de superficie en periodo de máxima actividad contráctil. b) Porcentaje de energía acumulada en el rango del EEnG,  $f_{cs}(\alpha=0.05)$ .

### 6.6.3.2. Estadísticas de Aplicación del Método

Aplicando el algoritmo definido por (6.68) y (6.69), se obtiene una precisión en frecuencia relativa al ancho de banda de la señal constante (relación 1/20), aunque con un desfase de 1 ventana. Con objeto de estudiar los efectos de este desfase, se calculará para cada ventana de análisis ( $k=1,2,\dots,M$ ) la relación existente ( $C[k]$ ) entre el límite superior en frecuencia ( $f_{cs}[k]$ ) y la precisión en frecuencia con la que ha sido calculado ( $df[k]$ )

$$C[k] = \frac{f_{cs}[k]}{df[k]} \quad (6.70)$$

para  $k=1, 2, \dots, M$

Se calculará la media y desviación estándar de  $C[k]$  para cada una de las 18 sesiones correspondientes a 5 sujetos en estudio. Asimismo, se obtendrán estos estadísticos para cada sujeto así como para el global de sesiones.

También se determinará la media y desviación estándar del rango de tamaños de ventana empleados en cada sesión, así como para cada sujeto y el global. Para ello se calculará el intervalo de confianza ( $\alpha=0.05$ ) del parámetro  $L[k]$ .

### 6.6.3.3. Marginales Temporales

De forma análoga al apartado 6.5.1, con el fin de representar la actividad contráctil intestinal a partir del EEnG de superficie, se definen 3 funciones temporales que serán obtenidas para cada una de las 18 sesiones de registro:

1. **Psb( $t_k$ )**: potencia en el rango de frecuencias de los SB

$$Psb(t_k) = Psb(t_{k-1} + L[k]) = \sum_{f=2Hz}^{9Hz} P_k(f) \cdot \Delta f[k] \quad (6.71)$$

para  $k=1 \dots M$ ,  $t_0=0$  s

2. **Psb/Peeng( $t_k$ )**: potencia en el rango de los SB normalizada por la potencia total EEnG

$$Psb/Peeng(t_k) = \frac{\sum_{f=2Hz}^{9Hz} P_k(f) \cdot \Delta f[k]}{\sum_{f=0.15Hz}^{9Hz} P_k(f) \cdot \Delta f[k]} \quad (6.72)$$

para  $k=1 \dots M$ ,  $t_0=0$  s

3. **Weeng( $t_k$ )**: frecuencia media local en el rango del EEnG

$$\langle Weeng \rangle (t_k) = \frac{\sum_{f=0.15Hz}^{9Hz} P_k(f) \cdot f}{\sum_{f=0.15Hz}^{9Hz} P_k(f)} \quad (6.73)$$

Además, con el fin de poder observar la relación existente entre los tamaños de ventana obtenidos y la dinámica del EEnG de superficie (aparición de SB y grado de intensidad de los mismos), también se calculará y representará el número de ventanas de análisis por minuto para cada sesión de registro.

### 6.6.3.4. Estudio de Correlación

Con el fin de estudiar si la técnica de análisis del EEnG de superficie mediante ancho de ventana variable mejora los resultados obtenidos por las técnicas espectrales tradicionales, se obtendrá para cada sesión de registro el coeficiente de correlación una vez ajustado el desfase temporal (FCCmax, ver apartado 6.5.4) entre los marginales temporales del EEnG de superficie descritos en el punto 6.6.3.3 y el índice de motilidad interno, definido en el apartado 6.5.2. Asimismo, se obtendrá la correlación existente entre los mismos marginales temporales calculados con un ancho de ventana fija ( $L=60$ s y  $L=3.33$ s) y el IMI.

Para poder obtener la correlación entre dos series temporales, ambas necesitan estar definidas en una misma escala de tiempos. Esto tan sólo se cumple para el caso de los marginales temporales calculados con ancho de ventana constante  $L=60s$ , siendo además el estudio totalmente equivalente al efectuado en el apartado 6.5.3 de haber aplicado en mismo estimador espectral (ventanado Hanning y promediado  $H=3$ , 50% solapamiento). Para el caso de ancho de ventana variable y para  $L=3.33s$  se calculará, para cada ventana de cálculo del IMI (60s) la media ponderada del valor del marginal en dicha ventana.

$$Y(t_j) = Y(j \cdot 60) = \frac{\sum_{t_k=j \cdot 60}^{(j+1) \cdot 60} L[k] \cdot Y(t_k)}{60} \quad (6.74)$$

para  $j=0,1,\dots$ ; donde  $Y(t_k)$  es el marginal temporal definido en intervalos temporales distintos a 60s, y  $Y(t_j)$  es el nuevo marginal definido sobre intervalos de 60s.

Se obtendrá los FCCmax de cada marginal para un total de 18 sesiones correspondientes a 5 sujetos en estudio. Para cada sujeto de estudio y el global de sesiones se calculará la media y desviación estándar del FCCmax obtenido para cada parámetro de superficie.





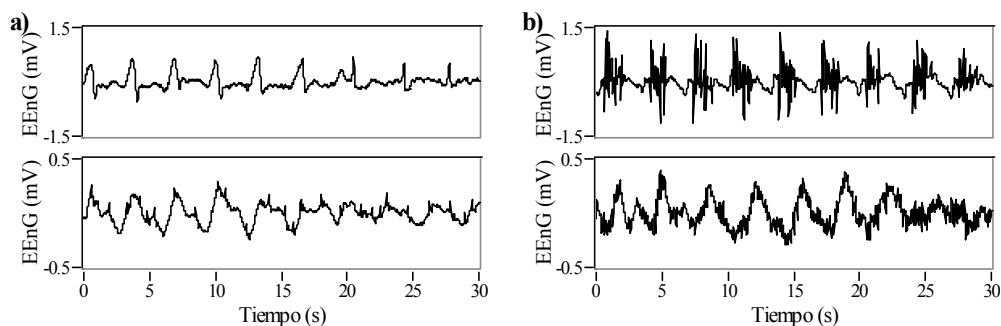
*Capítulo*  
**IV**

*Resultados*



# 7 *Análisis Espectral del EEnG*

El primer resultado de la presente tesis doctoral es el propio registro de la señal bioeléctrica captada en superficie abdominal. La figura 7.1 muestra el registro simultáneo de la señal interna (trazas superiores) y la señal de superficie (trazas inferiores) en periodos de: a) ausencia de actividad contráctil intestinal; y b) máxima actividad contráctil intestinal. En ausencia de actividad contráctil (a) se observan 9 ondas lentas (OL) tanto en el registro interno como en el externo. Por otro lado, en periodos de máxima actividad contráctil (b), además de las 9 OL, se observan picos rápidos de acción (spike bursts, SB). Estos picos rápidos tienen una gran amplitud para la señal de origen interno, mientras que para el registro externo estos picos son de menor amplitud.



**Figura 7.1.** Registro simultáneo de la señal mioeléctrica intestinal en serosa intestinal (interno, trazas superiores), y en superficie abdominal (externo, trazas inferiores), en periodos de: a) ausencia de actividad contráctil intestinal, y b) periodo de máxima actividad contráctil intestinal.

Uno de los principales objetivos de la presente tesis doctoral es la caracterización de la actividad mioeléctrica intestinal registrada en superficie abdominal. Para la correcta interpretación del EEnG de superficie en el dominio espectral, se debe conocer con mayor detalle el espectro de su señal origen, la actividad mioeléctrica de las capas musculares intestinales. Para ello se estudiará primero la distribución espectral de potencias (PSD) de la señal registrada en estas capas musculares (EEnG interno), apartado 7.1.

Si se analiza el EEnG en ausencia de actividad contráctil (ausencia de SB) la PSD obtenida se deberá únicamente a la energía asociada a la OL (componente lenta del EEnG), y posibles interferencias. Así se podrá estudiar, en un primer paso, el espectro asociado a la OL (baja frecuencia) aplicando el tratamiento de señal y estimador espectral más adecuado a su rango de frecuencias.

Posteriormente se analizará el espectro completo del EEnG en presencia y ausencia de SB (inactividad y actividad contráctil). Un estudio de las diferencias de PSD en ambas situaciones permitirá la identificación de la distribución de la energía asociada a los SB.

Una vez estudiado el EENg a nivel interno y caracterizada la distribución en frecuencia de la OL y los SB (apartados 7.1.1 y 7.1.2), se realiza un estudio similar sobre el EENg de superficie. En un primer paso se estudia la energía de la componente de baja frecuencia en ausencia de actividad contráctil (apartado 7.2.1). Posteriormente se estudia la energía del EENg de superficie en todo el espectro en presencia y ausencia de actividad contráctil con el fin de caracterizar la componente de alta frecuencia del EENg (apartado 7.2.2).

En el apartado 7.3 se realiza una comparativa de los resultados obtenidos para el EENg registrado internamente y en superficie abdominal. De este análisis se deduce la necesidad de estudiar fenómenos que afectan al registro del EENg de superficie como son la atenuación debida a la capas abdominales (apartado 7.4), y el efecto de interferencias como el ECG (apartado 7.5). En ambos casos se han definido funciones específicas (métodos 6.4.3 y 6.4.4) que permitirían conocer estos efectos.

Todos los resultados obtenidos en este apartado han sido extraídos de 4 perros distintos, utilizando dos sesiones de registro por perro. Los mismos análisis fueron aplicados a otros perros y sesiones, mostrando resultados similares y siempre dentro de los márgenes presentados en los distintos apartados. Por ello sólo se muestran estas 8 sesiones.

## **7.1. Electroenterograma Interno**

### **7.1.1. Distribución de Energía en Frecuencia de la OL**

Para el estudio de la componente de baja frecuencia del EENg, tal y como se describe en el apartado 6.4.1.1, la señal es sometida a un acondicionamiento adicional posterior a su adquisición que consiste en:

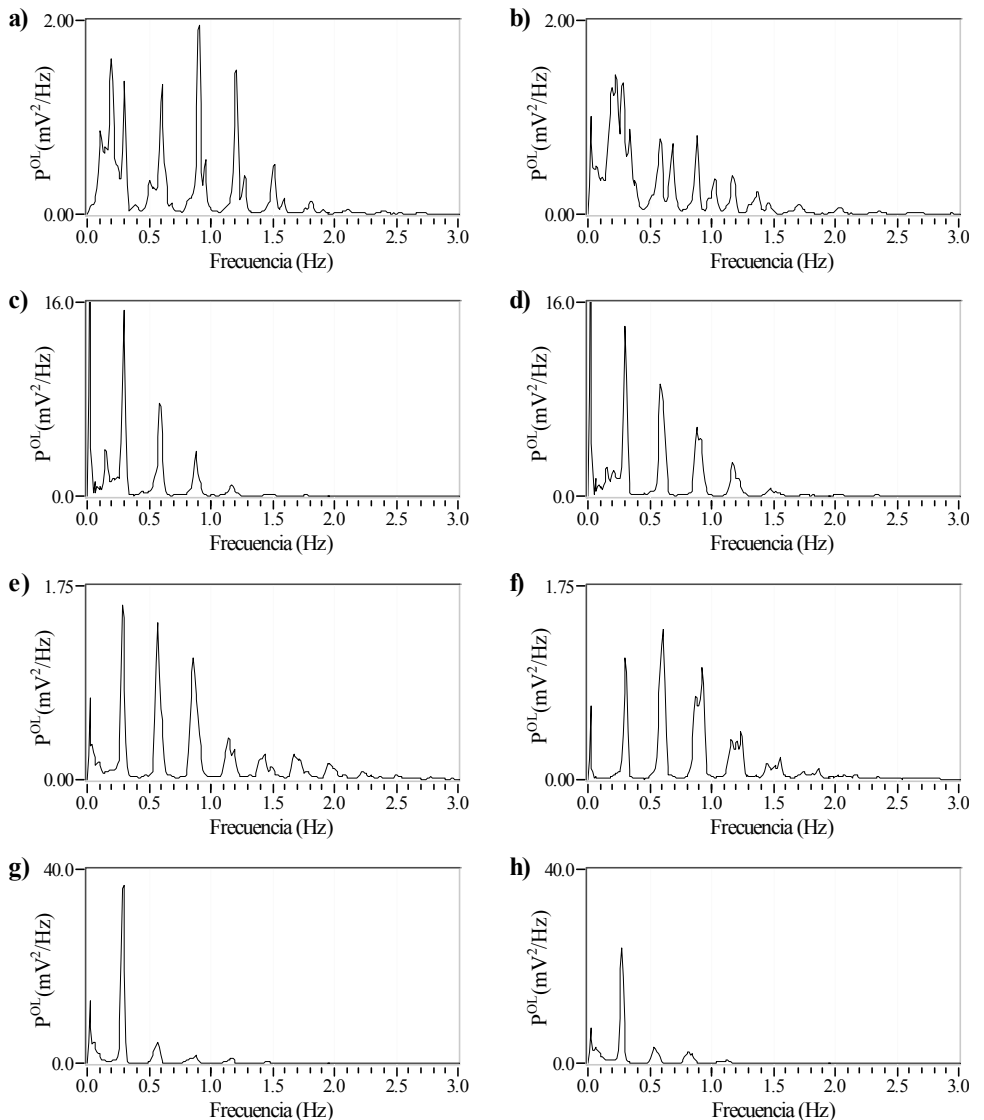
1. Filtrado paso-bajo:  $f_c=5$  Hz
2. Diezmado factor 10 ( $f_{m_{eq}}=10$  Hz)

A continuación se calcula el periodograma modificado de Welch de muestras de señal en ausencia de actividad contráctil (ausencia de SB) de 120s de duración. Las PSDs obtenidas poseen una precisión en frecuencia de 0.025 Hz. Se calculan 10 PSDs por sesión cuyo promedio proporciona una estimación, consistente estadísticamente, de la distribución espectral de potencias de la señal en cada sesión.

En la figura 7.2 se muestran las PSD promedio obtenidas para cada sesión de registro. En la representación gráfica se ha limitado la representación a frecuencias inferiores a 3 Hz dada la reducida amplitud de las funciones obtenidas para frecuencias entre 3 y 5 Hz. Las gráficas muestran que la energía de la OL se distribuye en un pico máximo entorno a los 0.3 Hz (frecuencia de repetición de la OL) y una serie de armónicos cuya amplitud va disminuyendo en frecuencia.

Se aprecia como para distintas sesiones de un mismo perro, la distribución de energía de la OL en su pico fundamental y sus armónicos es muy similar. Sin embargo, al comparar la PSD de sesiones de distintos perros las diferencias se incrementan. Así por ejemplo para el perro 3 (trazas e y f) la energía se distribuye fundamentalmente en 5-6 armónicos mientras que para las sesiones del perro 4 (trazas g y h) la amplitud de los armónicos decrece rápidamente, concentrándose la energía en tan sólo 3-4 armónicos.

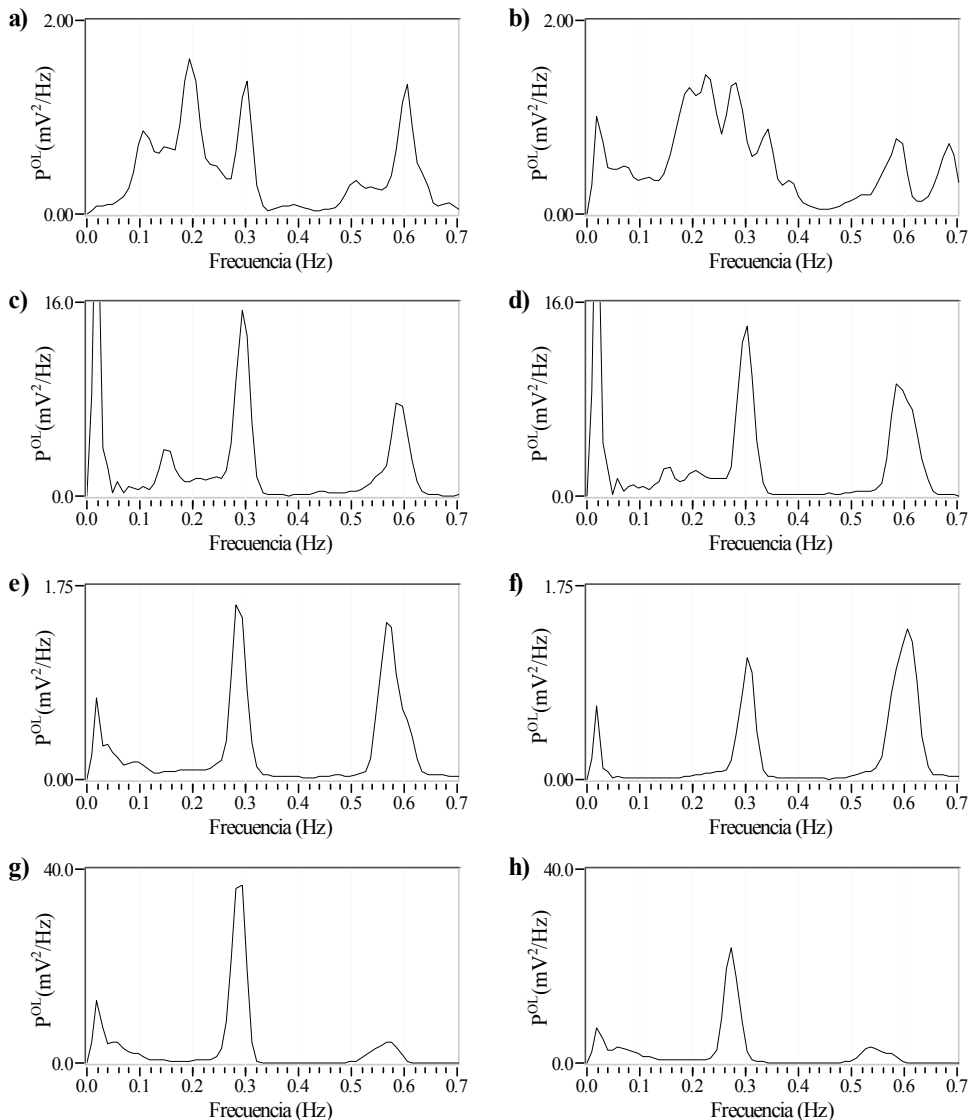
En algunos casos como en las trazas a y b, o en menor grado la traza f, se observan picos de energía muy próximos, que no pueden ser armónicos de un mismo fundamental.



**Figura 7.2.** PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia del EENG interno en ausencia de actividad contráctil ( $P^{OL}$ ) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

La figura 7.3 permite observar con mayor detalle las componentes de baja frecuencia del PSD del EENG interno en ausencia de actividad. En todos los casos se observa el pico de energía asociado a la frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3\text{Hz}$ ) y su armónico superior ( $\approx 0.6\text{Hz}$ ).

También se observa como en todos los casos, además del mencionado pico máximo de energía entorno a los 0.3 Hz y sus armónicos superiores, aparecen picos adicionales de energía en frecuencias inferiores a los 0.3 Hz. La amplitud relativa de estos picos de muy baja frecuencia respecto a la del pico fundamental en  $\approx 0.3\text{ Hz}$ , varía mucho entre sujetos en estudio.



**Figura 7.3.** PSD promedio (n=10) de la componente de baja frecuencia del EENG interno en ausencia de actividad contráctil ( $P^{OL}$ ) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

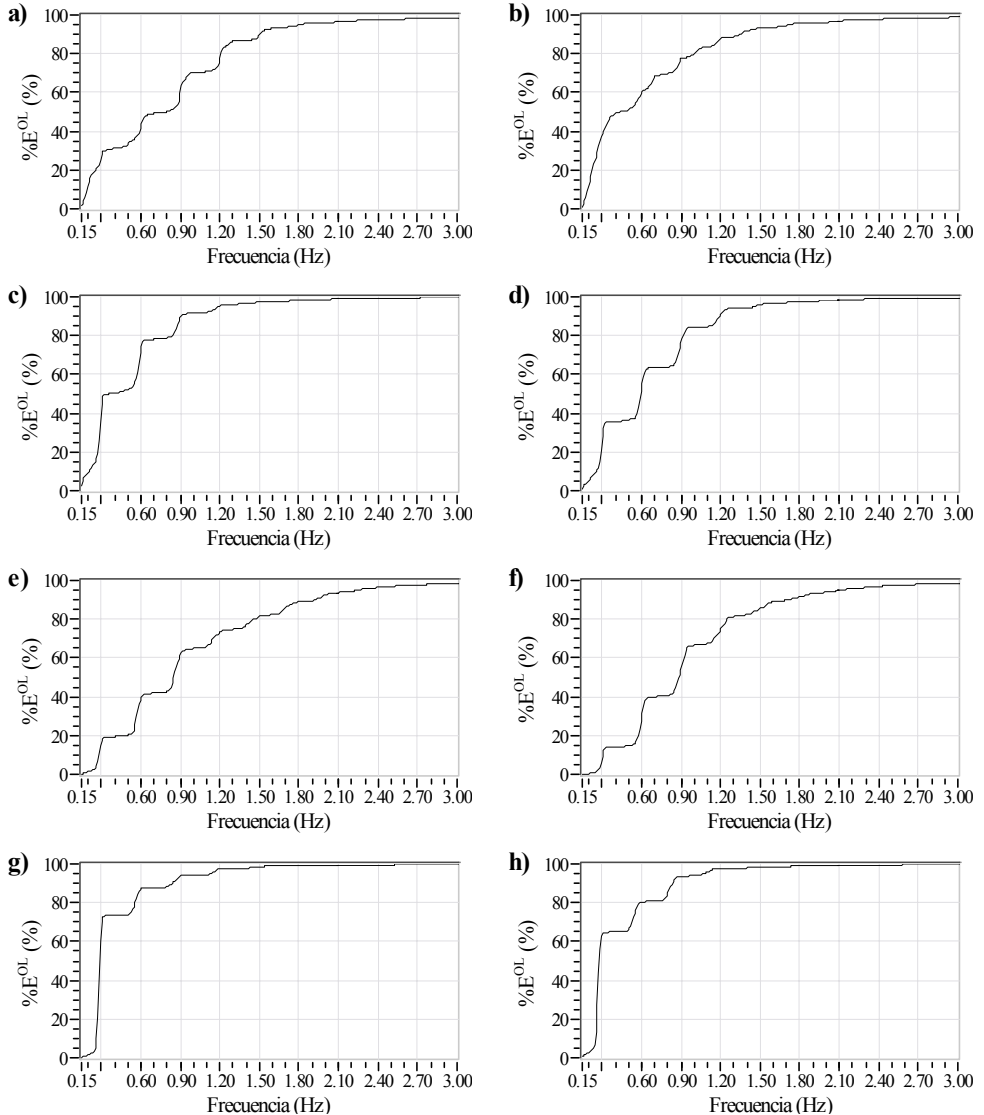
**Límites en frecuencia de la energía de la OL**

Se ha visto como la energía en frecuencia de la OL se distribuye en una serie de picos a lo largo del espectro. Para la caracterización de la distribución de la energía de esta componente del EEnG será de gran interés determinar entre qué frecuencias se encuentra la mayor parte de su energía asociada.

Tal y como se observaba en la figura 7.3, el pico fundamental de energía de la OL se encuentra  $\approx 0.3$  Hz, además se observaba una energía de muy baja frecuencia (continua, posibles derivas y modulaciones hasta  $\approx 0.15$  Hz). Si no se desea incluir esta energía de muy

baja frecuencia, el límite inferior de la energía en frecuencia asociada debe situarse en torno a los 0.15 Hz ( $f_{ci}^{OL}=0.15$  Hz). Esta decisión se discute en mayor detalle en el apartado 10.1.

La Figura 7.4 muestra la energía acumulada para cada frecuencia ( $f>0.15$  Hz), normalizada por la energía total (%), de las PSD promedio obtenidas para cada sesión, ver material y métodos apartado 6.4.2.1



**Figura 7.4.** Energía acumulada (normalizada) para  $f>0.15$  Hz, de las PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia del EEnG interno de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Se observa como la energía acumulada se incrementa en escalones que se corresponden con los picos de energía en la frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3$ Hz) y sus armónicos superiores. Tal y como se deducía de la figura 7.2, la energía asociada (amplitud del escalón) a la frecuencia fundamental y sus siguientes armónicos, presenta un

comportamiento similar entre sesiones de un mismo perro, pero diferente entre perros distintos.

Sin embargo, para todos los perros y sesiones se observa como por encima de 1.5~2.5 Hz, no hay apenas contribución a la energía de la señal. Así, se puede considerar que existe una ‘cola’ de energía residual en alta frecuencia (ver material y métodos). Se estimará el límite en frecuencia superior de la energía asociada a la OL considerando que la cola de energía residual constituya un 2.5% ( $\alpha=0.025$ ) de la energía total de la OL. Las siguientes tablas muestran los límites superiores en frecuencia de la energía de la OL ( $f_{cs}^{OL}$ ) así obtenidos.

**Tabla 7.1.** Límites superiores ( $f_{cs}^{OL}$ ) de la energía en frecuencia de la OL del EENG interno ( $f>0.15\text{Hz}$ ,  $\alpha=0.025$ )

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{cs}^{OL}$	2.41	2.32	1.55	1.78	2.62	2.54	1.19	1.17	<b>1.95±0.60</b>

No se observan grandes diferencias entre los valores de  $f_{cs}^{OL}$  de las distintas sesiones de un mismo sujeto en estudio (máxima diferencia 0.23Hz). Sin embargo, las diferencias son mayores al comparar sesiones de distintos perros (máxima diferencia 1.45Hz).

### 7.1.2. Energía en Frecuencia de los SB

Para poder identificar correctamente la energía en frecuencia asociada a los SB, se deberá comparar el espectro de la señal en ausencia y presencia de los mismos.

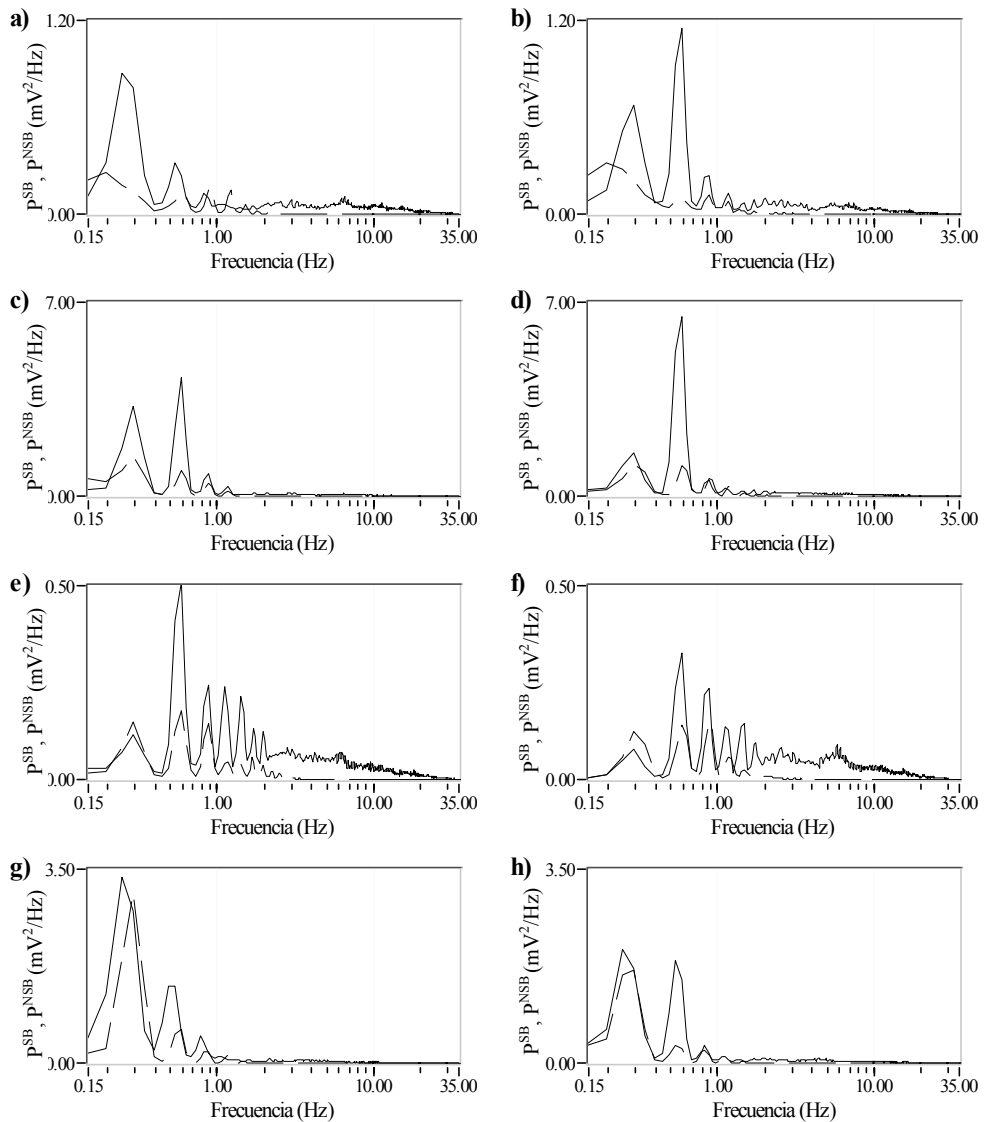
El estimador espectral empleado, será de nuevo el Periodograma Modificado de Welch con ventana Hanning. Para el estudio de la energía asociada a los SB (alta frecuencia) no será necesaria tanta precisión en frecuencia como para el estudio de la OL (baja frecuencia). Así, tal y como se describe en el apartado 6.4.1.2, se tomará un ancho ventana individual de 15 segundos, que proporciona una precisión en frecuencia de 0.1Hz y una definición de  $\approx 0.05\text{Hz}$ . Empleando este estimador, se calculan 20 PSDs por sesión: 10 en ausencia de SB, y 10 con máxima presencia de SB. Posteriormente se obtiene la PSD promedio ( $n=10$ ) en cada una de las dos situaciones.

En la figura 7.5 se muestran las PSDs promedio obtenidas en máxima presencia de SB (traza continua) y en ausencia de SB (traza discontinua) para cada sesión de registro. Se observa como la densidad espectral de potencia en el rango de la OL ([0.15-2Hz]), posee una mayor amplitud que la de mayor frecuencia (asociada a los SB). El posterior análisis energético permitirá valorar la contribución relativa de cada componente del espectro.

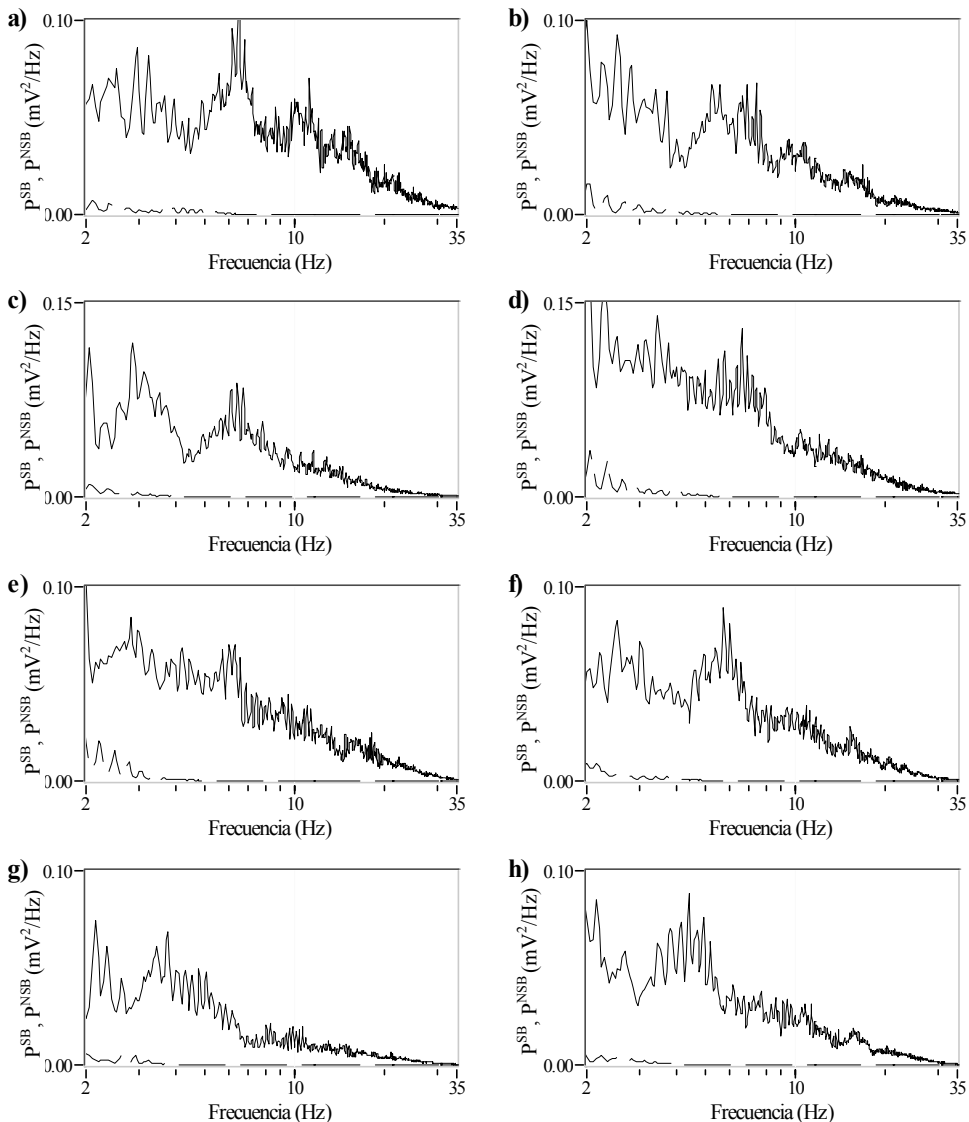
En la figura 7.6 se puede observar con mayor detalle la densidad espectral de potencia en alta frecuencia, presentando las PSDs por encima de los 2 Hz.

La presencia de SB (actividad contráctil) incrementa significativamente la energía en alta frecuencia de la señal. La amplitud de la densidad espectral de potencia parece incrementarse de forma más acentuada desde los 2 Hz hasta los 8~10 Hz y posteriormente decrecer a medida que aumenta la frecuencia. En el siguiente apartado se estudia la contribución energética de cada tramo de frecuencia del espectro para determinar los límites en frecuencia a considerar para la energía asociada a los SB.





**Figura 7.5.** PSD promedio (n=10) del EENG interno en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

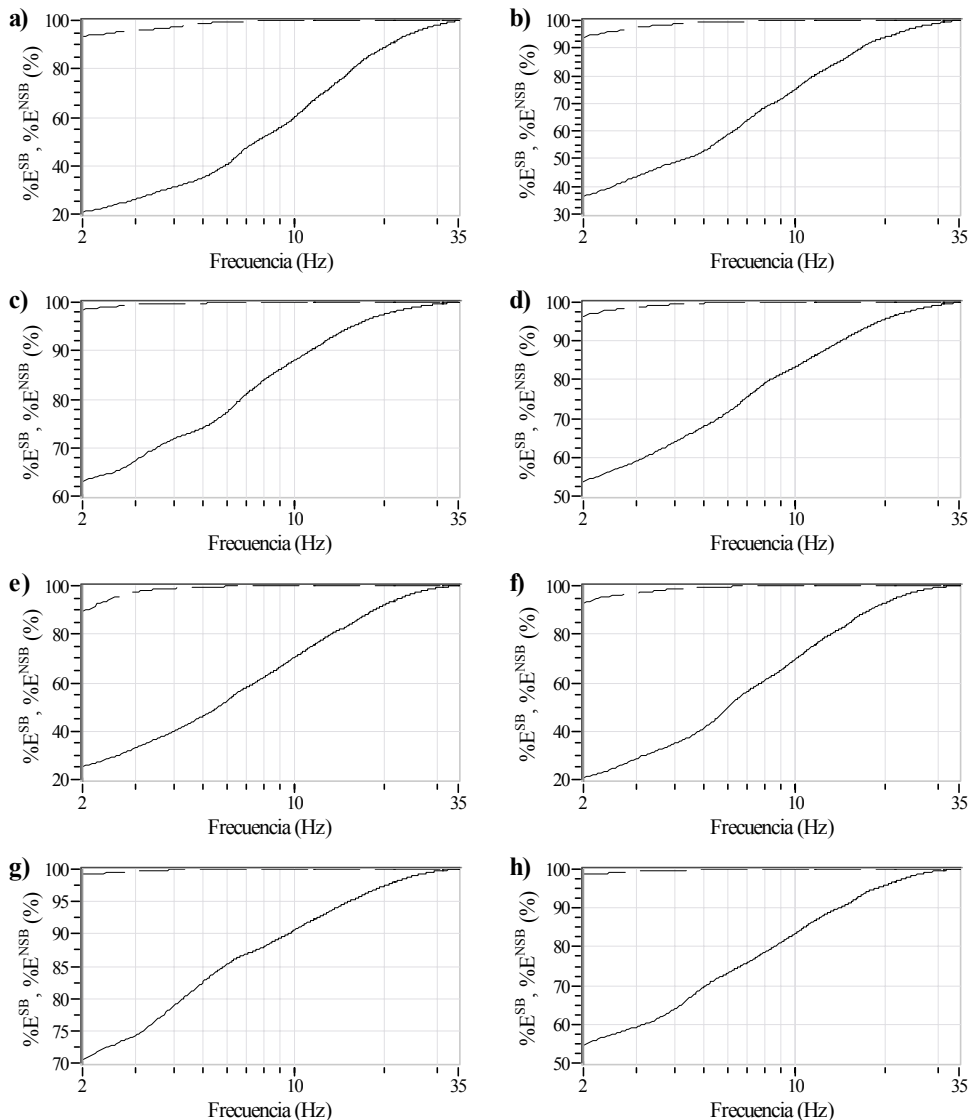


**Figura 7.6.** PSD promedio ( $n=10$ ) del EENG interno en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

**Límites en frecuencia de la energía de los SB**

Anteriormente se dedujo que prácticamente toda la energía asociada a la OL se encontraba en el rango de frecuencias [0.15-1.95 Hz], apartado 7.1.1. Para determinar los límites en frecuencia de la energía asociada a los SB se estudiará el espectro de la señal por encima de la  $f_{cs}^{OL}$ . Por simplificar, sin diferencias significativas en los resultados, se analizará la señal por encima de los 2 Hz.

En la figura 7.7 se puede observar la energía acumulada para cada frecuencia (normalizada por la energía total de la señal [0.15, 35 Hz]), de cada PSD promedio de sesión en presencia y ausencia de SB, ver material y métodos apartado 6.4.2.2.



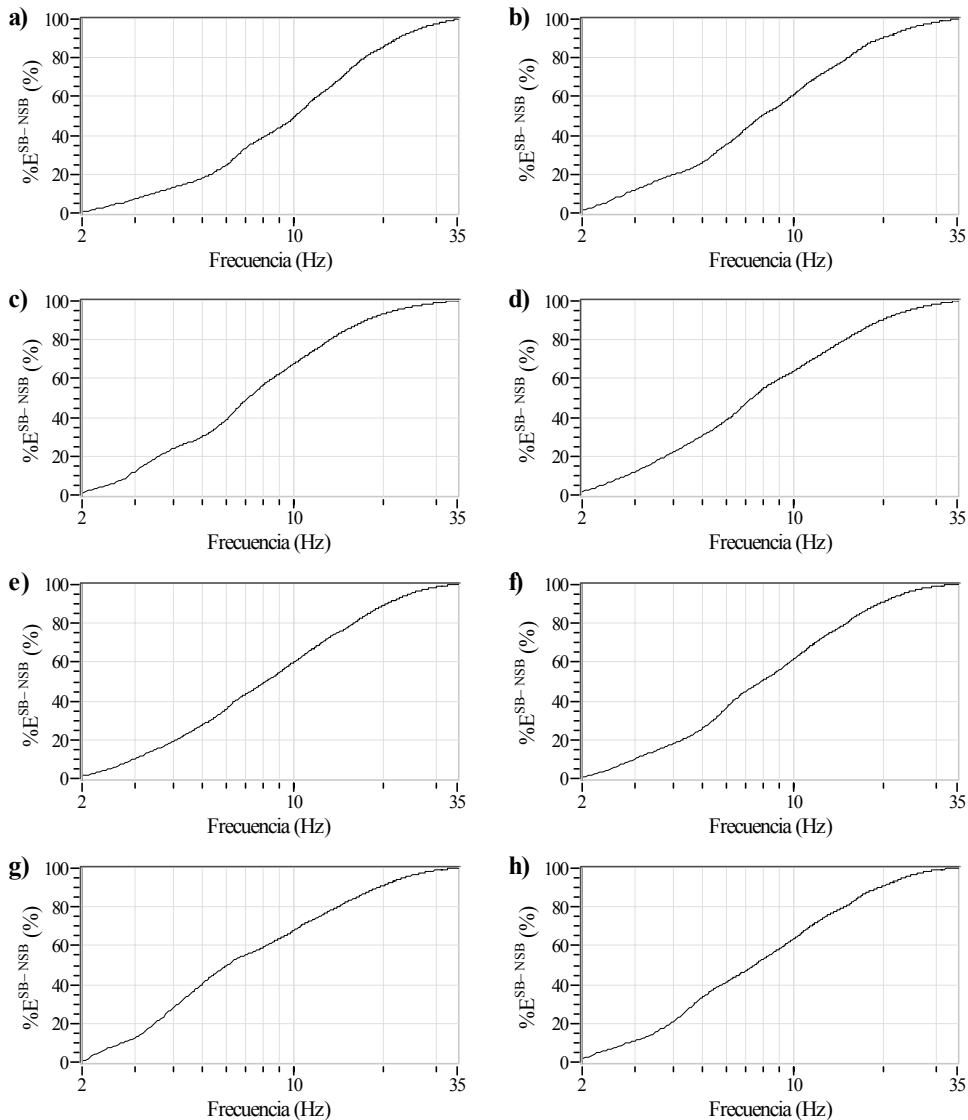
**Figura 7.7.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15\text{Hz}$ , de las PSD promedio ( $n=10$ ) del EENG interno en máxima presencia de SB ( $\%E^{\text{SB}}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $\%E^{\text{NSB}}$ , traza discontinua) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Se puede observar como en ausencia de SB ( $P^{\text{NSB}}$ , traza discontinua) la energía en el rango de la OL constituye la práctica totalidad de la energía de la señal ( $\%E^{\text{NSB}}(2\text{Hz}) > 90\%$ ). Lo que indica que la energía asociada la cola superior de energía de la OL y a posibles interferencias de alta frecuencia es muy pequeña. Este hecho ya se presentó en el punto anterior donde se indicaba que por debajo de 1.95Hz se situaba el 97.5% de la energía total (hasta los 5 Hz) del EENG en ausencia de SB. Sin embargo, cuando los SB están presentes, este valor ( $\%E^{\text{SB}}(2\text{Hz})$ ) se reduce sensiblemente hasta valores entre el 20% y el 70% dependiendo del sujeto considerado. En cualquier caso, la energía asociada a la OL en inactividad y máxima actividad contráctil, constituye un parte considerable de la energía total

de la señal y como se comentó anteriormente, no se considerará en el estudio de los límites en frecuencia asociados a la energía de los SB.

Para determinar los límites en frecuencia de la energía asociada a los SB, tal y como se detalla en el apartado 6.4.2.2. de material y métodos, se estudiará, el incremento de energía de la señal ante la aparición de SB, para frecuencias por encima de los 2 Hz (no se considera el rango de la OL).

En la figura 7.8 se muestra, para cada frecuencia por encima de los 2Hz, el incremento de energía (normalizado (%)) asociado a la aparición de SB, de cada sesión analizada.



**Figura 7.8.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 2$  Hz, asociada a la aparición de SB ( $\%E^{SB-NSB}$ ) de la señal interna para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Se puede observar como para todas las sesiones la energía asociada a los SB aumenta desde los 2 Hz de forma similar a una exponencial (prácticamente lineal en escala logarítmica). Pese a todo, parece aumentar con mayor pendiente aproximadamente entre los 4~15 Hz. También se aprecia como las frecuencias por encima de ~25 Hz apenas aportan ya energía al total de la señal.

Deduciremos los límites en frecuencia de los SB del EENG interno de forma análoga a la OL. Consideraremos dos colas de energía residual, de contenido energético  $\alpha$  cada una, una para la baja frecuencia y otra para la alta frecuencia.

**Tabla 7.2.** Límites de la energía en frecuencia asociada a los SB del EENG interno ( $f > 2\text{Hz}$ ,  $\alpha = 0.025$ )

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{ci}^{SB}$	2.34	2.20	2.20	2.20	2.29	2.29	2.15	2.15	<b>2.23±0.07</b>
$f_{cs}^{SB}$	29.83	27.88	25.88	27.93	27.34	26.07	26.66	26.42	<b>27.25±1.30</b>

Los resultados obtenidos para el límite inferior en frecuencia ( $f_{ci}^{SB}$ ) muestran valores muy similares para todos los perros y sesiones tal y como se refleja en la desviación estándar (0.07 Hz) comparada con el valor medio (2.23 Hz). El  $f_{ci}^{SB}$  promedio obtenido se encuentra muy próximo al obtenido para la frecuencia de corte superior de la energía asociada a la OL (1.95 Hz). Si bien no son directamente comparables pues se deducen de distintas funciones.

Los resultados obtenidos para los límites superiores en frecuencia de los SB ( $f_{cs}^{SB}$ ) ponen manifiesto la escasa contribución energética de frecuencias situadas por encima de los 27 Hz. También es digno de resaltar la uniformidad de los límites en frecuencia obtenidos para todos los perros y sesiones (desviación estándar 1.3Hz).

## 7.2. Electroenterograma de Superficie

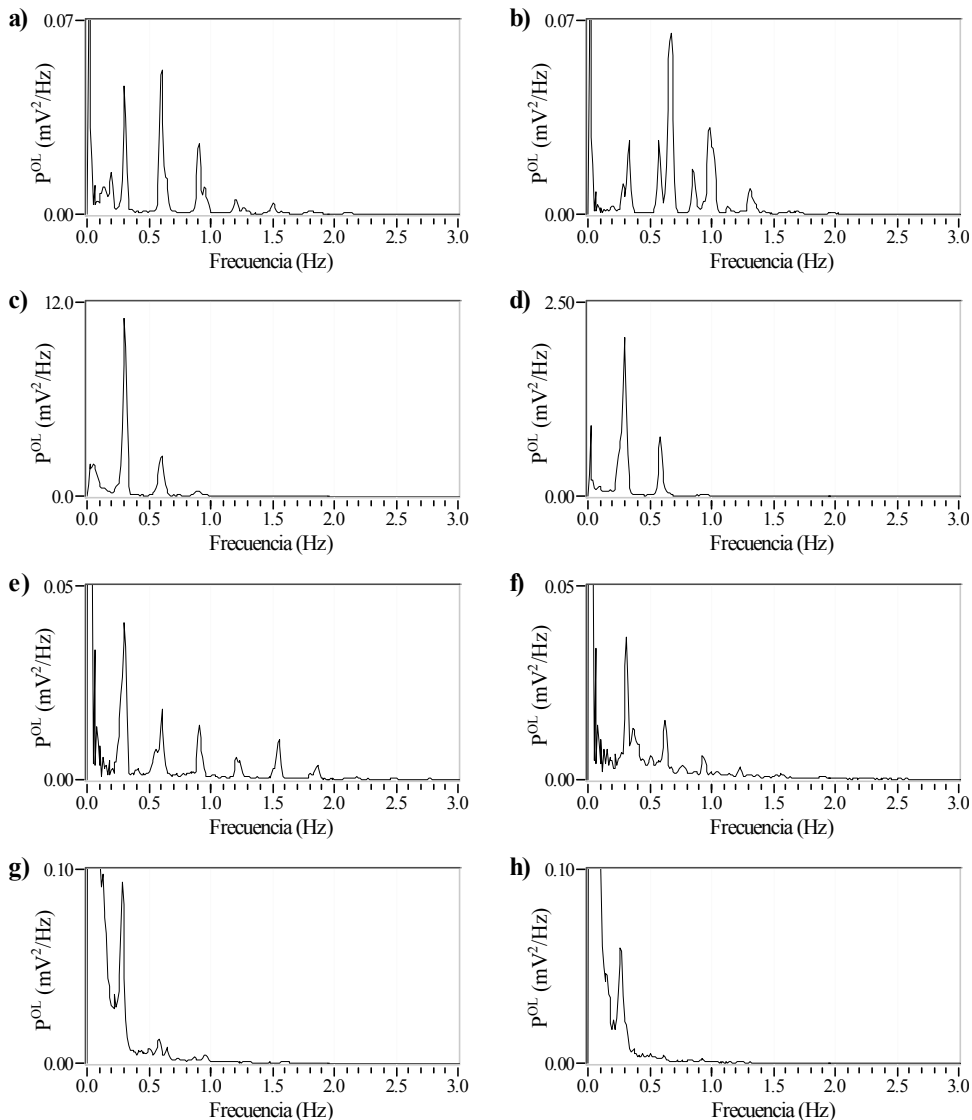
Una vez estudiada la energía asociada a la OL y a los SB del EENG interno, en los siguientes subapartados se muestran los resultados de aplicar las mismas técnicas de análisis al estudio del espectro de la señal de superficie.

### 7.2.1. Energía en Frecuencia de la OL

En la figura 7.9 se muestran las PSD promedio del EENG de superficie obtenidas para cada sesión de registro tras aplicar el mismo análisis realizado para el estudio de la distribución en frecuencia de la energía asociada a la OL del EENG interno (apartado 6.4.1.1).

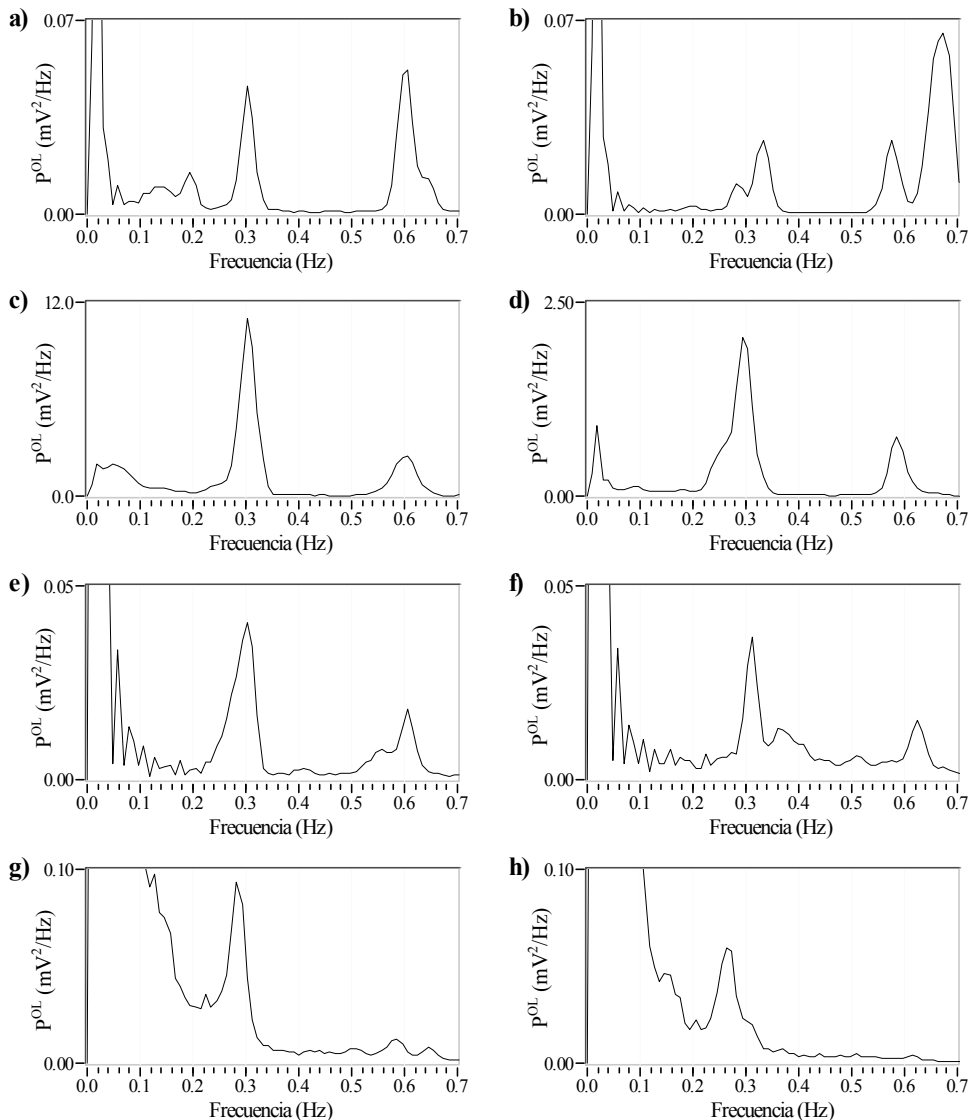
Las gráficas muestran como, al igual que sucedía con la señal interna (apartado 7.1.1), la energía de la OL de la señal de superficie se distribuye en un pico entorno a los 0.3 Hz (frecuencia de repetición de la OL) y una serie de armónicos cuya amplitud va disminuyendo en frecuencia. Nuevamente, la energía relativa de estos armónicos decrece de forma similar entre distintas sesiones de un mismo perro, pero de forma muy diferente al comparar sesiones de distintos perros.

También se observa que la energía por debajo de la frecuencia fundamental ( $\approx 0.3$  Hz) comentada anteriormente posee, proporcionalmente, un mayor contenido energético que en el caso interno. Esto se puede apreciar con mayor detalle en la figura 7.10 donde se limita el eje de frecuencias a los 0.7 Hz



**Figura 7.9.** PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia del EEnG de superficie en ausencia de actividad contráctil ( $P^{OL}$ ) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

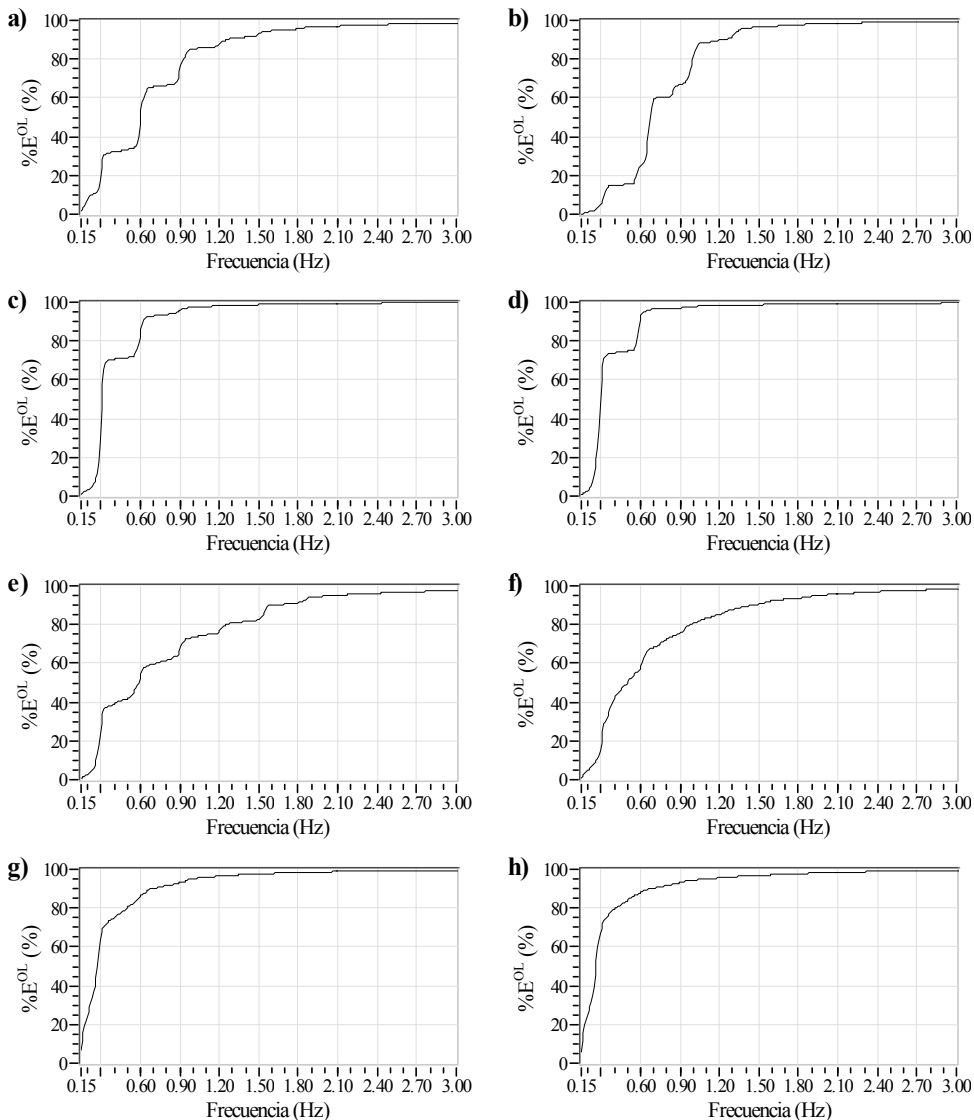
La Figura 7.10 permite observar apreciar con mayor claridad el pico de energía fundamental ( $\approx 0.3$  Hz) así como su siguiente armónico ( $\approx 0.6$  Hz). En algunos casos se puede apreciar la presencia de más de un pico de energía en los alrededores de 0.3 Hz y de 0.6 Hz, por ejemplo en las sesiones 1.2 y 3.2 (trazas b y f).



**Figura 7.10.** PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia del EENG de superficie en ausencia de actividad contráctil ( $P^{OL}$ ) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

### Límites en frecuencia de la energía de la OL

Se ha visto como la energía en frecuencia de la OL de superficie, al igual que ocurría con la señal interna, se distribuye en una serie de picos a lo largo del espectro. Si deseamos considerar la energía asociada al pico fundamental de la OL y sus armónicos pero no la de los componentes de baja frecuencia (tensiones de continua y posibles derivas) deberemos considerar un límite inferior de  $f_{ci}^{OL} \approx 0.15$  Hz.



**Figura 7.11.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15$  Hz, de las PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia del EENG (%E<sup>OL</sup>) interno de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

De nuevo, se puede observar como la distribución energética de la OL se traduce en incrementos en forma de escalón en la energía acumulada de la señal (Figura 7.11). Al igual que sucedía con la señal interna, se aprecia la escasa contribución energética de las frecuencias por encima de 1.5~3Hz.

Se determina el límite superior en frecuencia de la energía de OL de superficie, utilizando la misma técnica empleada para la OL de origen interno, considerando una cola de energía residual de tamaño  $\alpha=2.5\%$ . Ver tabla 7.3.



**Tabla 7.3.** Límites superiores de la energía en frecuencia de la OL ( $f_{cs}^{OL}$ ) del EENG de superficie ( $f > 0.15\text{Hz}$ ,  $\alpha = 0.025$ )

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{cs}^{OL}$	2.26	1.70	1.03	0.96	2.93	2.56	1.50	1.72	<b>1.83±0.70</b>

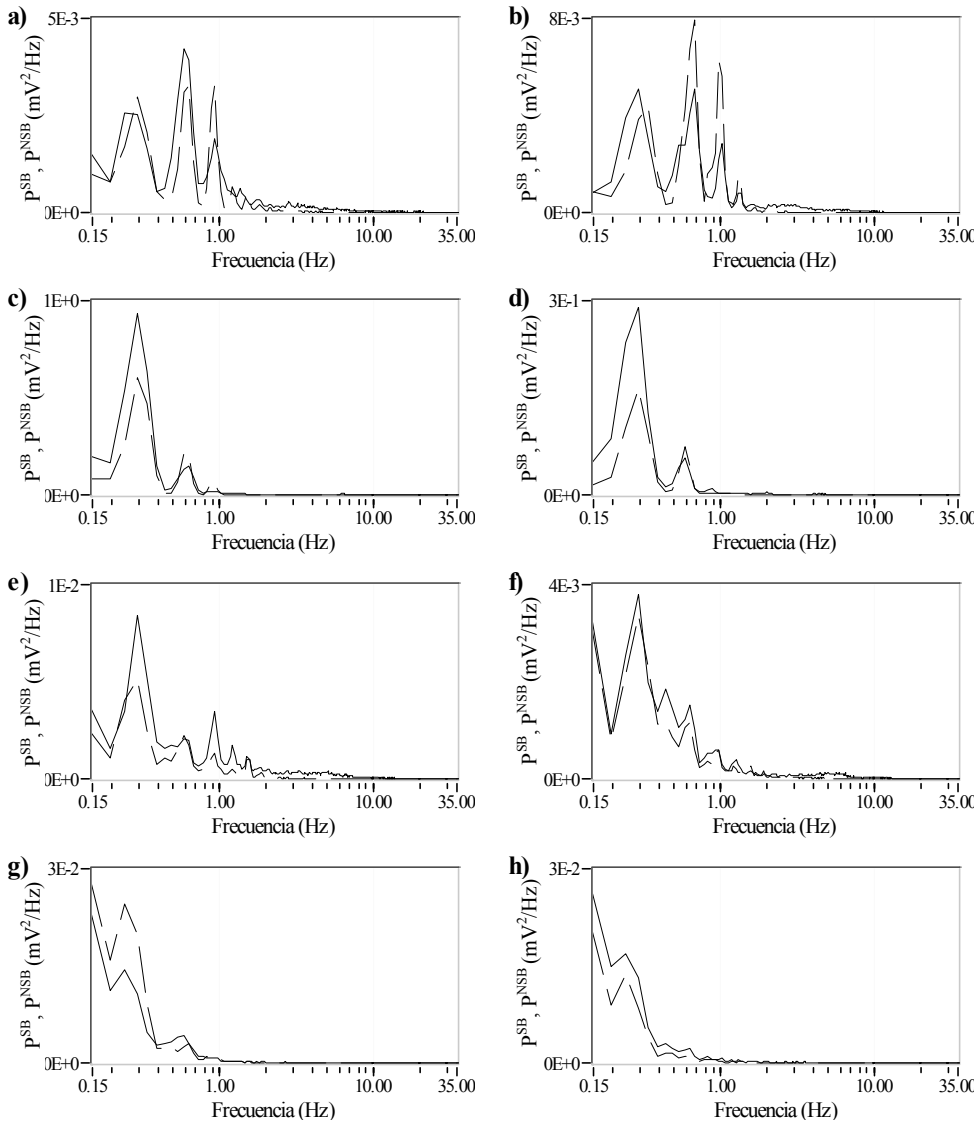
Nuevamente, los límites en frecuencia obtenidos para las distintas sesiones de un mismo sujeto no presentan grandes diferencias (máxima diferencia 0.56Hz). Estas diferencias son mayores al comparar los resultados obtenidos para sesiones de animales distintos (máxima diferencia 1.97 Hz).

### 7.2.2. Energía en Frecuencia de los SB

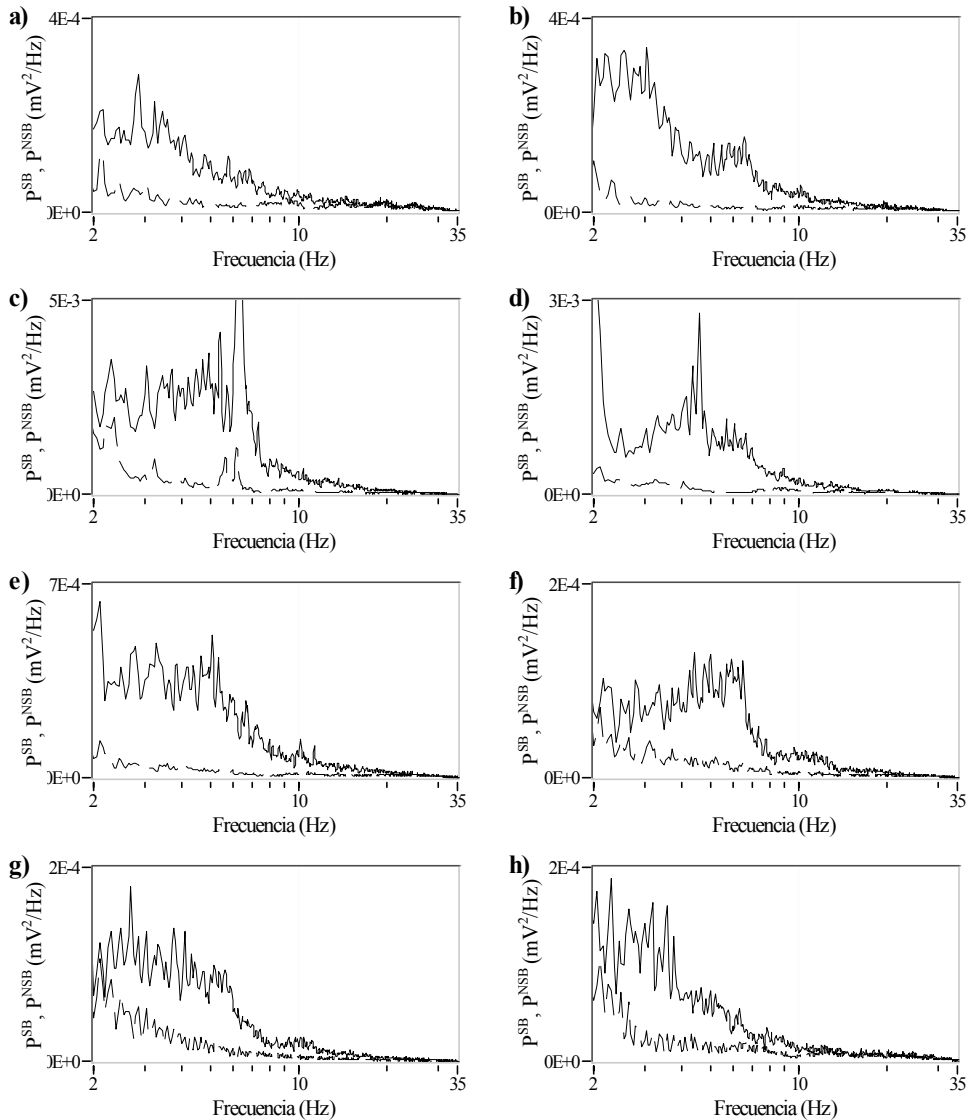
Al igual que se realizó para la caracterización en frecuencia de los SB del EENG interno, se comparará el espectro de la señal en presencia y ausencia de SB. En la figura 7.12 se muestran las PSDs promedio obtenidas de forma análoga al registro interno, en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para cada sesión de registro.

La amplitud de la densidad espectral de potencia en el rango de la OL ([0.15-1.83Hz]) no parece modificarse significativamente en presencia o ausencia de SB. En ambas situaciones, dicha amplitud asociada a la OL es mucho mayor que la del resto del espectro ( $f > 1.83\text{Hz}$ ).

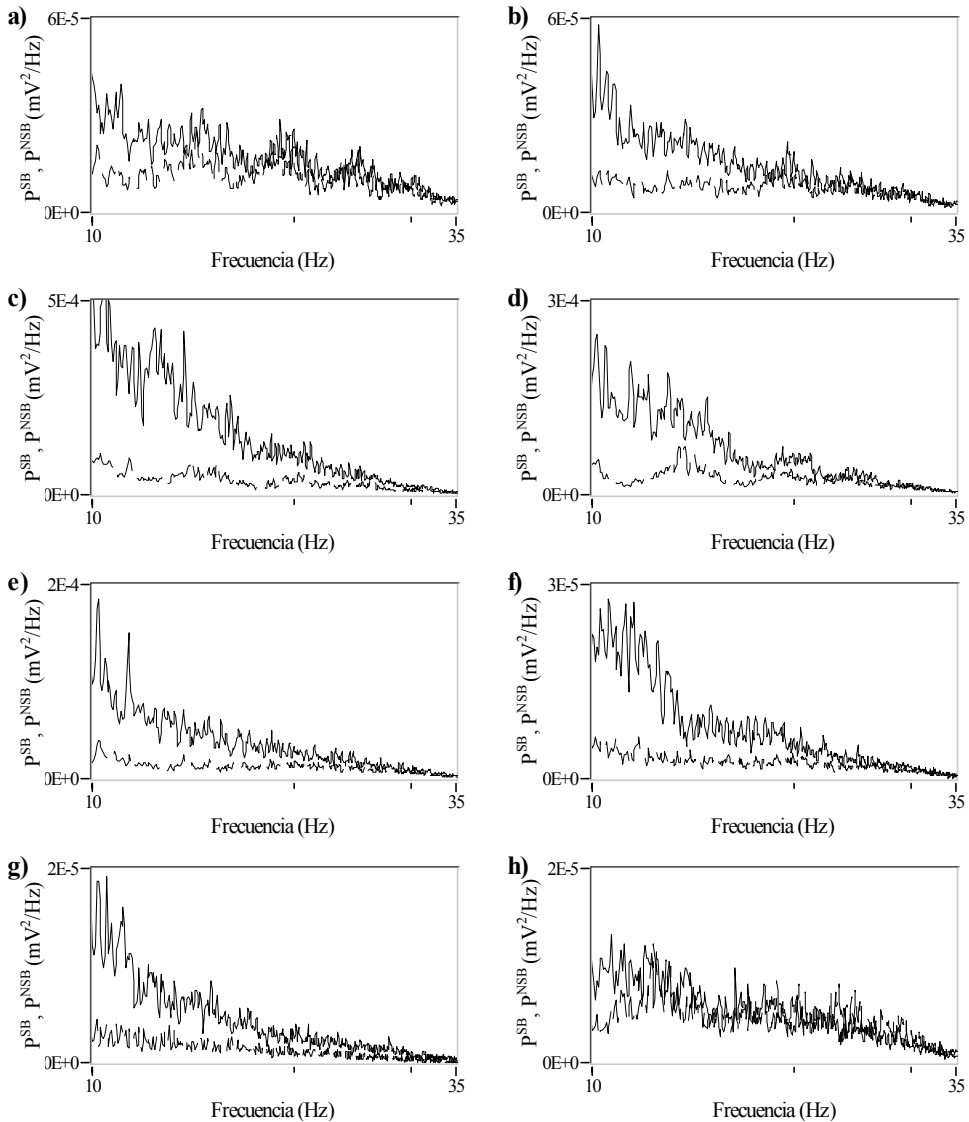
La figura 7.13 permite observar con mayor detalle la densidad espectral de potencia en presencia y ausencia de SB para frecuencias superiores a los 2Hz. Se observa como en todas las sesiones analizadas, la presencia de SB (actividad contráctil) incrementa la energía de la señal en las frecuencias superiores a 2 Hz. Este incremento se produce en mayor o menor medida dependiendo de la sesión estudiada. También se aprecia como este incremento de energía asociado a la presencia de los SB parece atenuarse en frecuencia siendo ya muy pequeño para frecuencias superiores a los 8-10 Hz, ver figura 7.14.



**Figura 7.12.** PSD promedio (n=10) de EENG de superficie en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2



**Figura 7.13.** PSD promedio ( $n=10$ ) de EENG de superficie en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

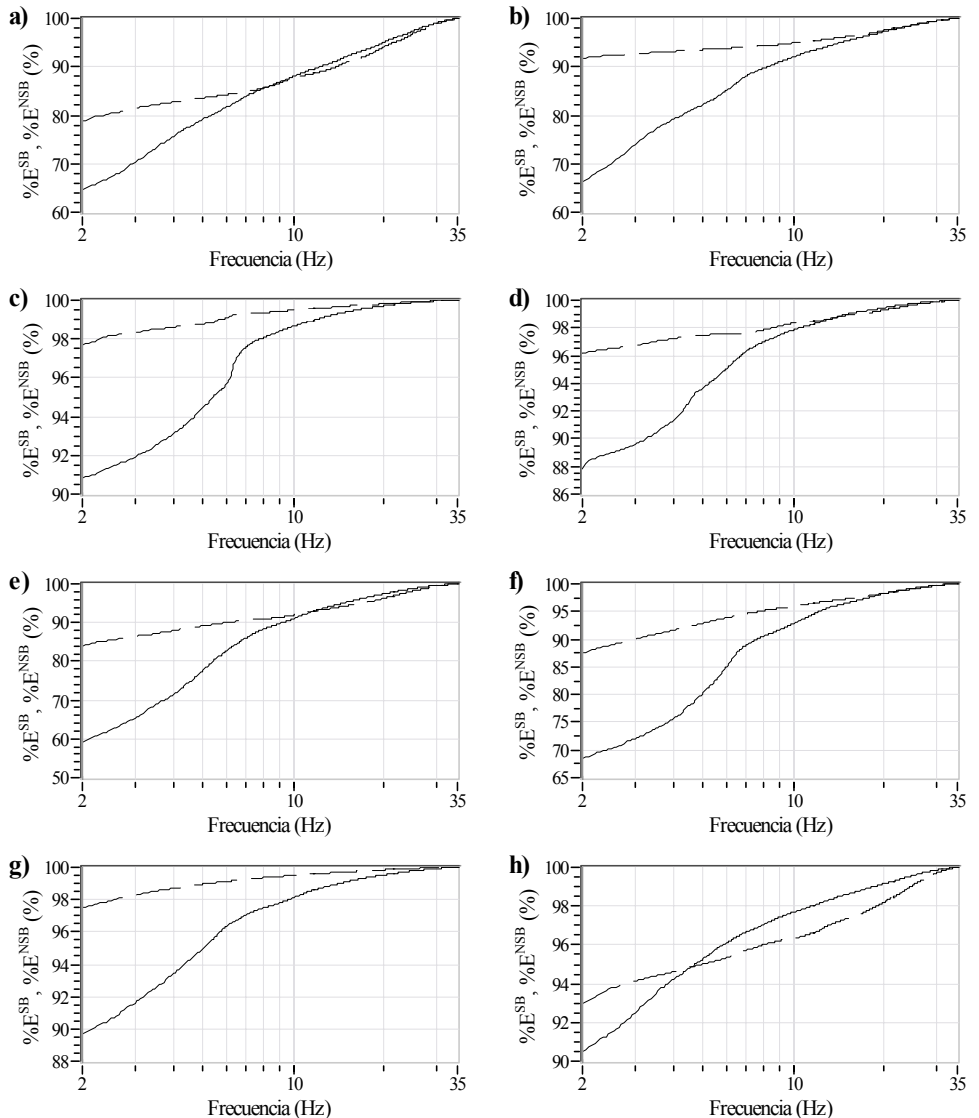


**Figura 7.14.** PSD promedio ( $n=10$ ) de EENG de superficie en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

**Límites en frecuencia de la energía de la SB**

De forma análoga al estudio efectuado para la señal interna (apartado 7.1.2) para determinar los límites en frecuencia de la energía asociada a los SB se estudiará el espectro de la señal por encima de la  $f_{cs}^{OL}$  (1.85Hz en promedio). Por simplificar, sin diferencias significativas en los resultados, se analizará la señal por encima de los 2 Hz.

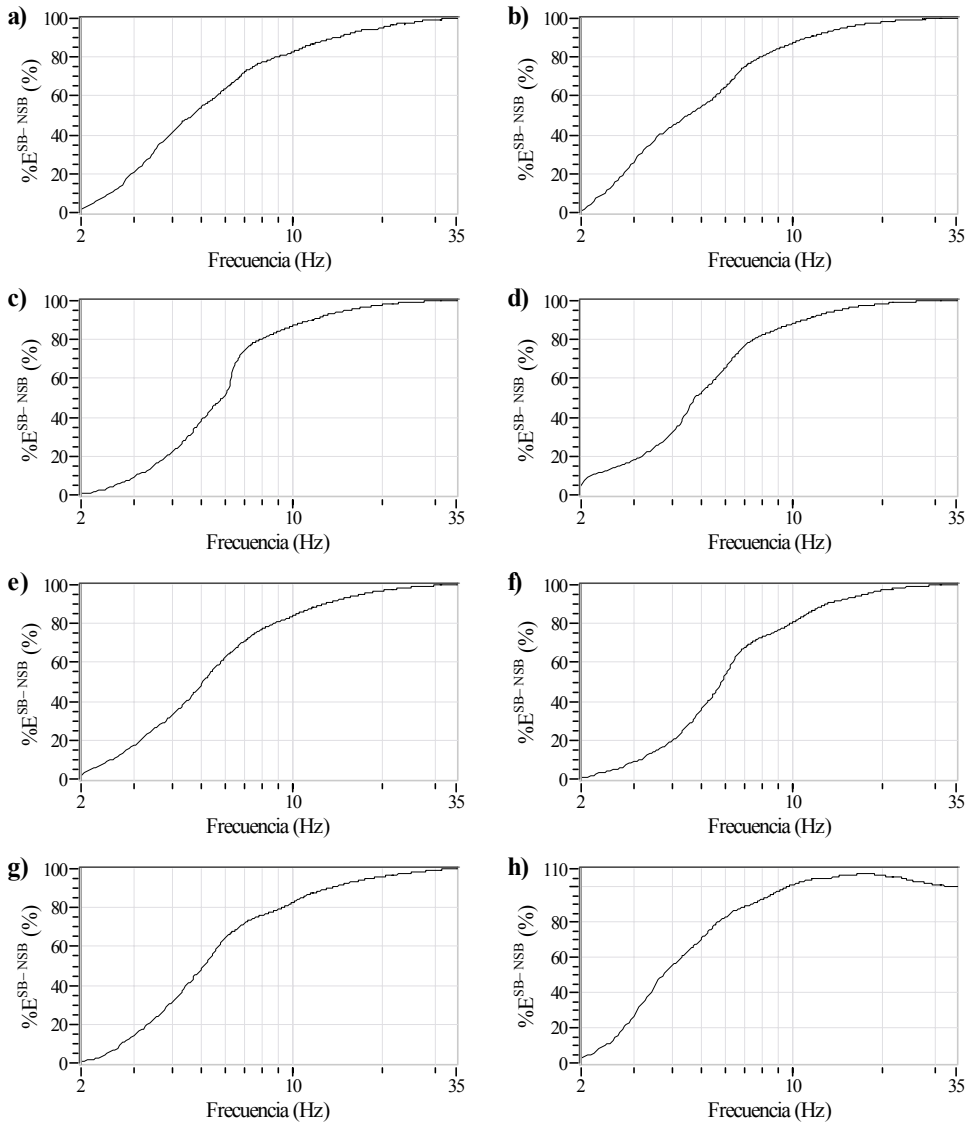
En la figura 7.15 se puede observar la energía acumulada para cada frecuencia normalizada por la energía total de la señal (entre [0.15, 35 Hz]), de cada PSD promedio de sesión en presencia ( $\%E^{SB}$ ) y ausencia de SB ( $\%E^{NSB}$ ), ver material y métodos apartado 6.4.2.2.



**Figura 7.15.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15$  Hz, de la PSD promedio ( $n=10$ ) del EENG de superficie en máxima presencia de SB ( $\%E^{SB}$ , traza continua) y en ausencia de SB ( $\%E^{NSB}$ , traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Tal y como ocurría con la señal interna y como también se evidenció en el apartado anterior (apartado 7.2.1), en ausencia de SB (traza discontinua) la energía de la señal en el rango de la OL,  $[0.15-2$  Hz] constituye la práctica totalidad de la energía de la señal de superficie ( $\%E_{sup}^{NSB}(2\text{Hz}) \approx 90\%$ ). Este valor se reduce en todas las sesiones consideradas cuando hay SB presentes.

Al igual que para la señal interna, para estudiar los límites en frecuencia de la energía asociada a los SB, estudiaremos el incremento de la energía de la señal en presencia y ausencia de SB para frecuencias por encima del rango de la OL (2 Hz), figura 7.16.



**Figura 7.16.** . Energía acumulada (normalizada) para  $f > 2$  Hz, asociada a la aparición de SB (%E<sup>SB-NSB</sup>) de la señal de superficie para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Se puede observar como para todas las sesiones la energía asociada a los SB aumenta ligeramente desde los 2~3 Hz para todas las sesiones.

La energía acumulada asociada a los SB parece aumentar con mayor pendiente aproximadamente entre los 4~10 Hz, para finalmente apenas aumentar en frecuencias por encima de ~20 Hz. En algunos casos, como la traza h, incluso adquiere valores por encima del 100% para posteriormente disminuir. Esto significa que para esta sesión, y en ese rango de frecuencias, la energía de la señal en ausencia de SB es mayor que en máxima presencia de SB.

Se deducirán los límites en frecuencia de los SB del EENG de superficie de forma análoga a los SB internos. Consideraremos dos colas de energía residual, de contenido energético  $\alpha$  cada una, una para la baja frecuencia y otra para la alta frecuencia.

**Tabla 7.4.** Límites de la energía en frecuencia asociada a los SB del EENG de superficie ( $f > 2\text{Hz}$ ,  $\alpha = 0.025$ )

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{ci}^{SB}$	2.10	2.10	2.39	2.00	2.10	2.29	2.34	2.05	<b>2.17±0.15</b>
$f_{cs}^{SB}$	24.90	18.07	19.04	17.43	21.24	20.51	23.44	9.03	<b>19.21±4.84</b>

Los resultados obtenidos para el límite inferior en frecuencia ( $f_{ci}^{SB}$ ) muestran poca variabilidad, obteniéndose una desviaciones estándar moderada (0.15 Hz) respecto a la media (2.17 Hz). Al igual que sucedía para el EENG interno (2.23Hz), el valor medio obtenido para  $f_{ci}^{SB}$  (2.17 Hz) es muy similar a los obtenidos para el límite superior en frecuencia de la energía asociada a la OL (1.85 Hz).

Los resultados obtenidos para  $f_{cs}^{SB}$  ponen manifiesto la escasa contribución energética de alta frecuencia, si bien los límites en frecuencia obtenidos poseen una relativamente alta variabilidad (4.84 Hz) respecto al valor medio (19.21 Hz). De no considerar la sesión 4.2, que presenta un límite anormalmente bajo (dato anómalo test de Grubb), la desviación estándar se reduce a 2.84 Hz frente a un valor promedio de 20.66 Hz. Como se incidirá en el siguiente apartado, el límite en frecuencia obtenido es menor que el interno (27.25Hz en promedio).

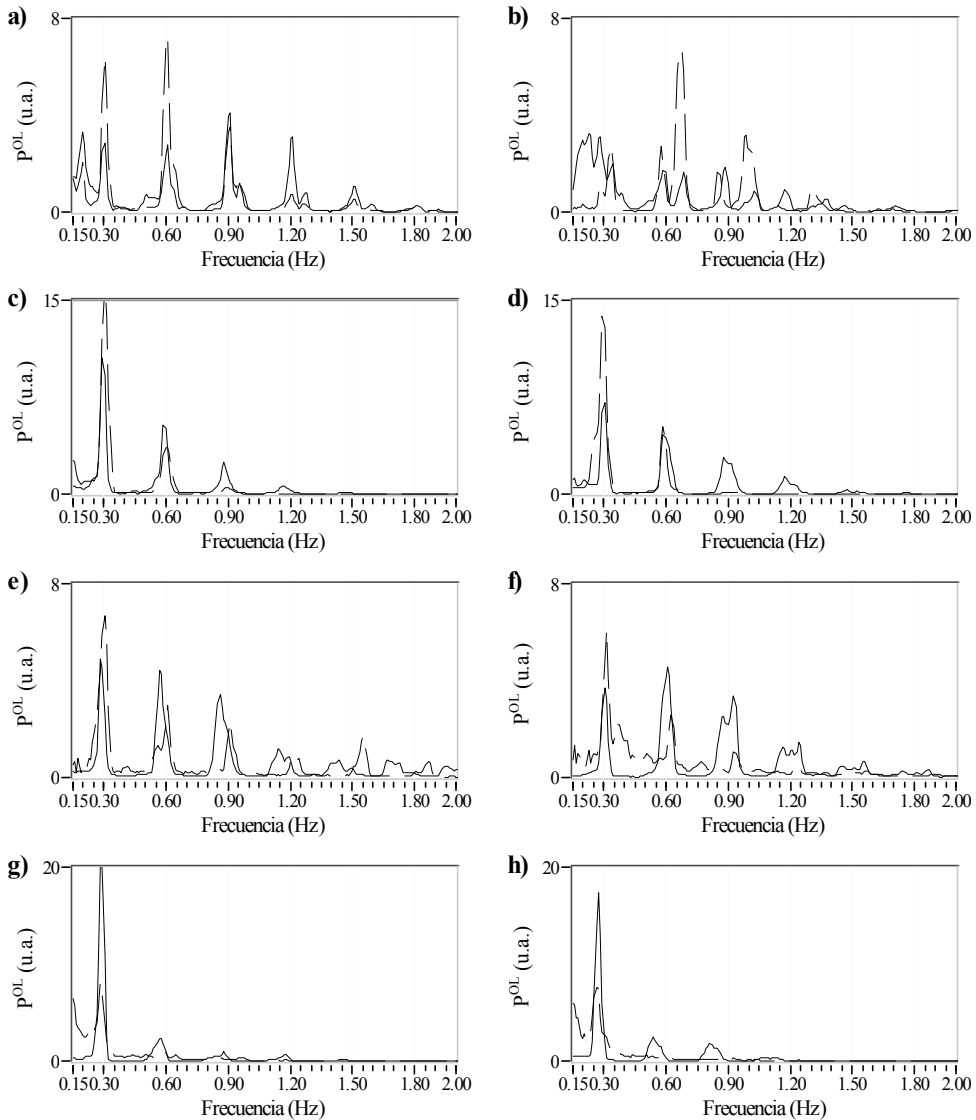
### 7.3. Comparativa Señal Interna vs. Superficie

#### 7.3.1. Energía en Frecuencia de la OL

De las PSD promedio de cada sesión obtenidas en los anteriores estudios de la energía de la OL para el registro de interno y en superficie abdominal (figuras 7.2 y 7.9), se deducía un comportamiento similar de la distribución en frecuencia. La diferencia fundamental parece consistir en un mayor contenido relativo de la energía de baja frecuencia en el caso de la señal de superficie. En este apartado se profundizará en esta apreciación.

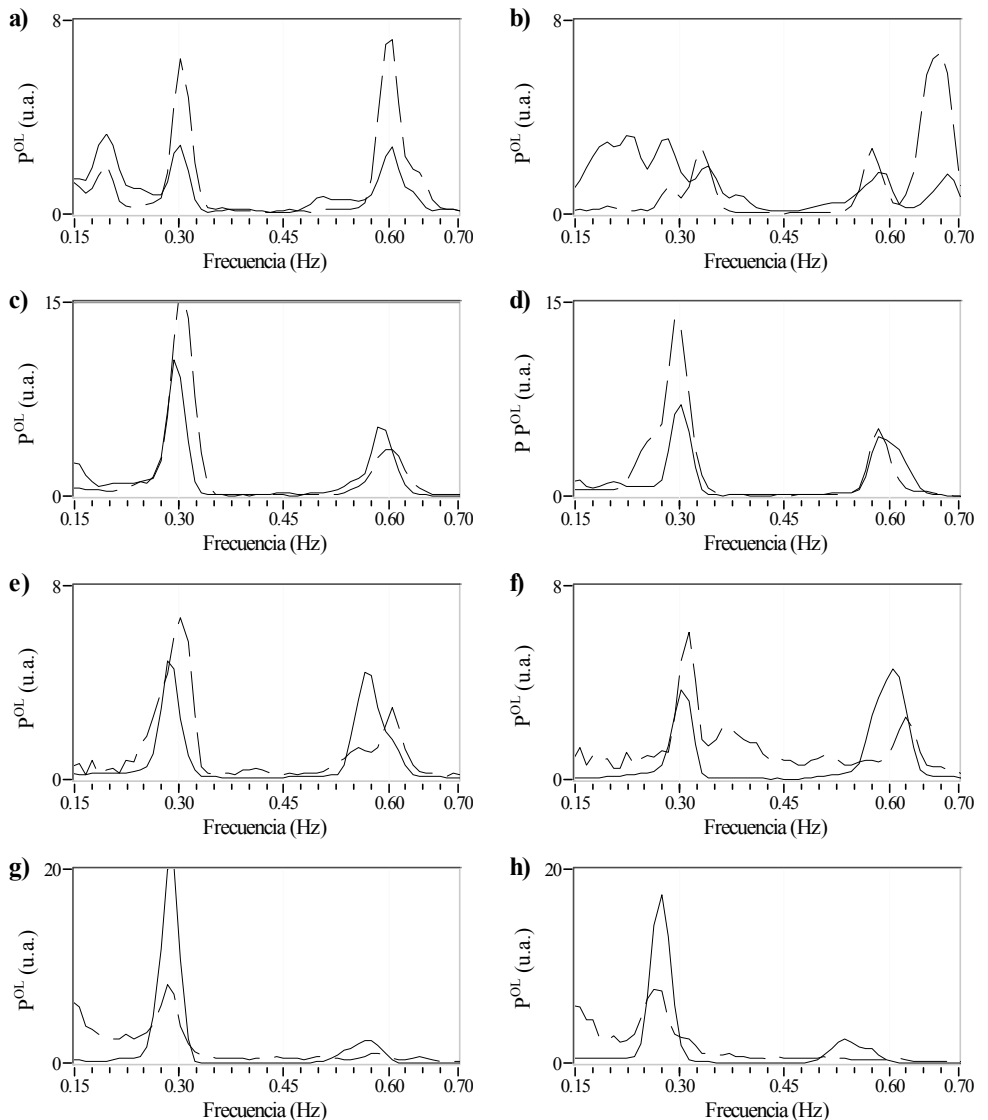
Si se normalizan las distribuciones promedio obtenidas dividiendo por la energía de la señal contenida en los límites en frecuencia anteriormente deducidos ( $f_{ci}^{OL}$ ,  $f_{cs}^{OL}$ ; apdos.7.1.1 y 7.2.1), las nuevas PSDs serán comparables en amplitud. Por simplificar la obtención y visualización de resultados se considerarán los 0.15 Hz y 2 Hz como los límites para la normalización. Las PSDs normalizadas resultantes se reflejan en las figuras 7.17 y 7.18.

Las figuras 7.17 y 7.18 muestran un gran parecido en la distribución en frecuencia de la energía asociada a la OL para ambas señales. Los distintos picos de energía correspondientes a la señal interna y a la señal de superficie parecen coincidir en frecuencia. Este hecho se puede observar incluso en las sesiones que presentan picos muy juntos presumiblemente debidos a la no estacionariedad de la señal (ver trazas a y b). Además se observa como para aquellos sujetos cuya energía de OL interna se amortigua rápidamente en frecuencia (perros 2 y 4), presentan el mismo comportamiento en superficie. Análogamente ocurre con aquellos que distribuyen su energía en un mayor número de armónicos significativos (perros 1 y 3). Este efecto también se puede observar en la figura 7.19 así como en los límites superiores en frecuencia obtenidos para la señal interna y de superficie (tabla 7.5).



**Figura 7.17.** PSD promedio (n=10) normalizadas por energía [0.15-2Hz] de la componente de baja frecuencia del EENG interno (línea continua) y de superficie (línea discontinua) en ausencia de actividad contráctil para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2





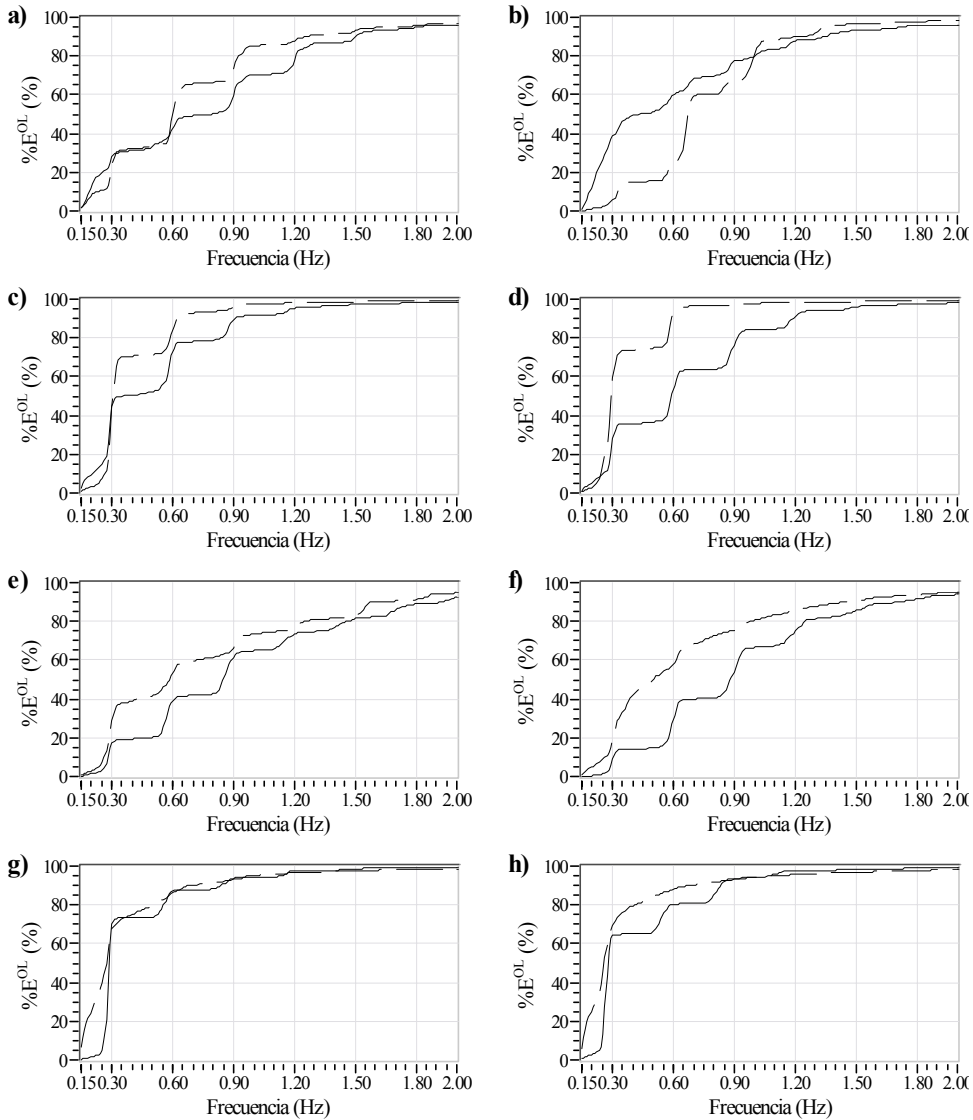
**Figura 7.18.** PSD promedio ( $n=10$ ) normalizadas por energía [0.15-2Hz] de la componente de baja frecuencia del EENG interno (línea continua) y de superficie (línea discontinua) en ausencia de actividad contráctil para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

La tabla 7.5 refleja que cuando la  $f_{cs}^{OL}$  interno se encuentra por encima del valor promedio, igual sucede para la señal de superficie (salvo la sesión 4.2). El análisis estadístico, con un nivel de significancia de  $p < 0.05$ , no revela diferencias significativas entre los resultados obtenidos para las  $f_{cs}^{OL}$  de la señal interna y de superficie.

En la figura 7.19 además se puede observar como para todos los casos, a excepción de la traza b, el porcentaje de energía acumulada para la señal de superficie se encuentra por encima del de la señal interna. Esto significa que la contribución energética relativa de los armónicos de orden superior es menor para la señal de superficie que para la interna.

**Tabla 7.5.** Límites superiores de la energía en frecuencia de la OL ( $f_{cs}^{OL}$ ) interna y de superficie ( $f > 0.15\text{Hz}$ )

	Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{cs}^{OL}$ (Hz)	Interno	2.41	2.32	1.55	1.78	2.62	2.54	1.19	1.17	<b>1.95±0.60</b>
	Superficie	2.26	1.70	1.03	0.96	2.93	2.56	1.50	1.72	<b>1.83±0.70</b>

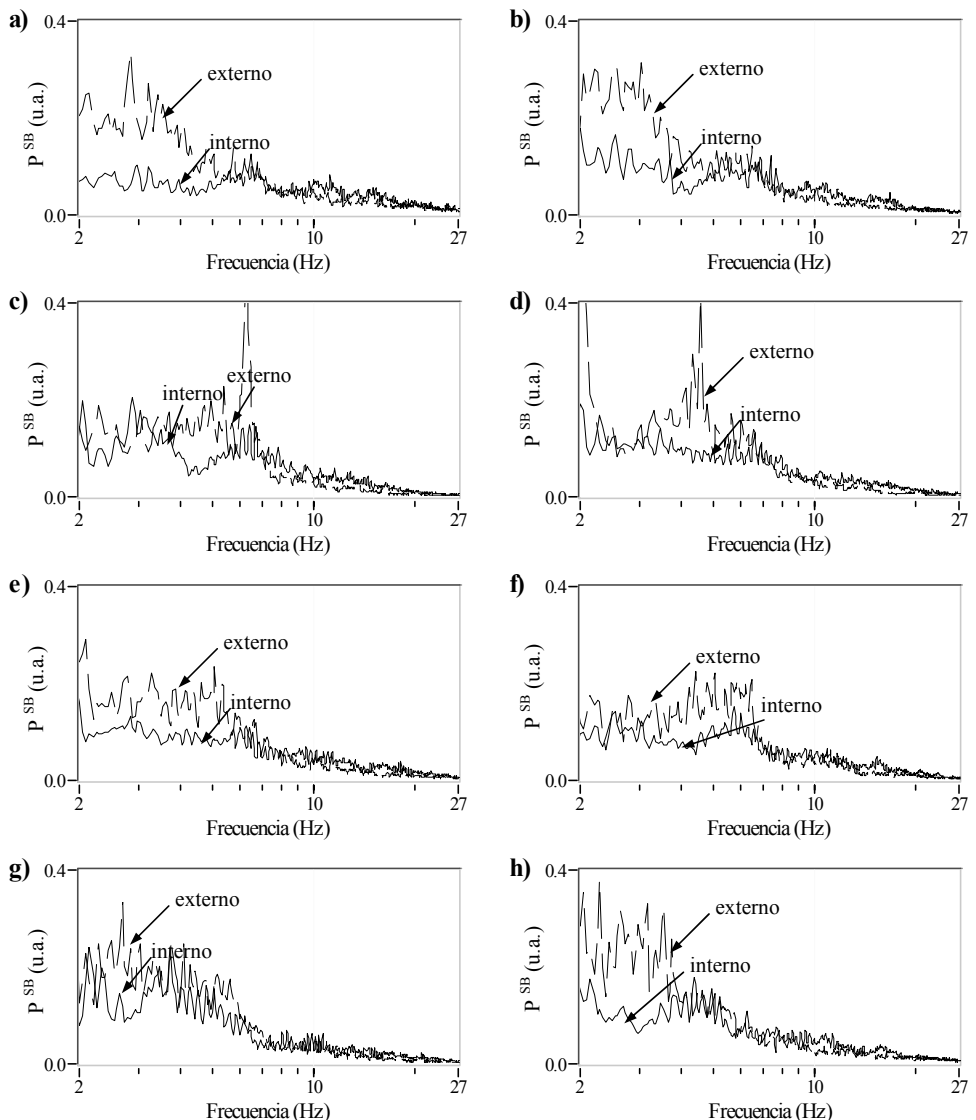


**Figura 7.19.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15\text{ Hz}$ , de las PSD promedio ( $n=10$ ) de la componente de baja frecuencia ( $\%E^{OL}$ ) del EEnG interno (traza continua) y de superficie (traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2.

### 7.3.2. Energía en Frecuencia de los SB

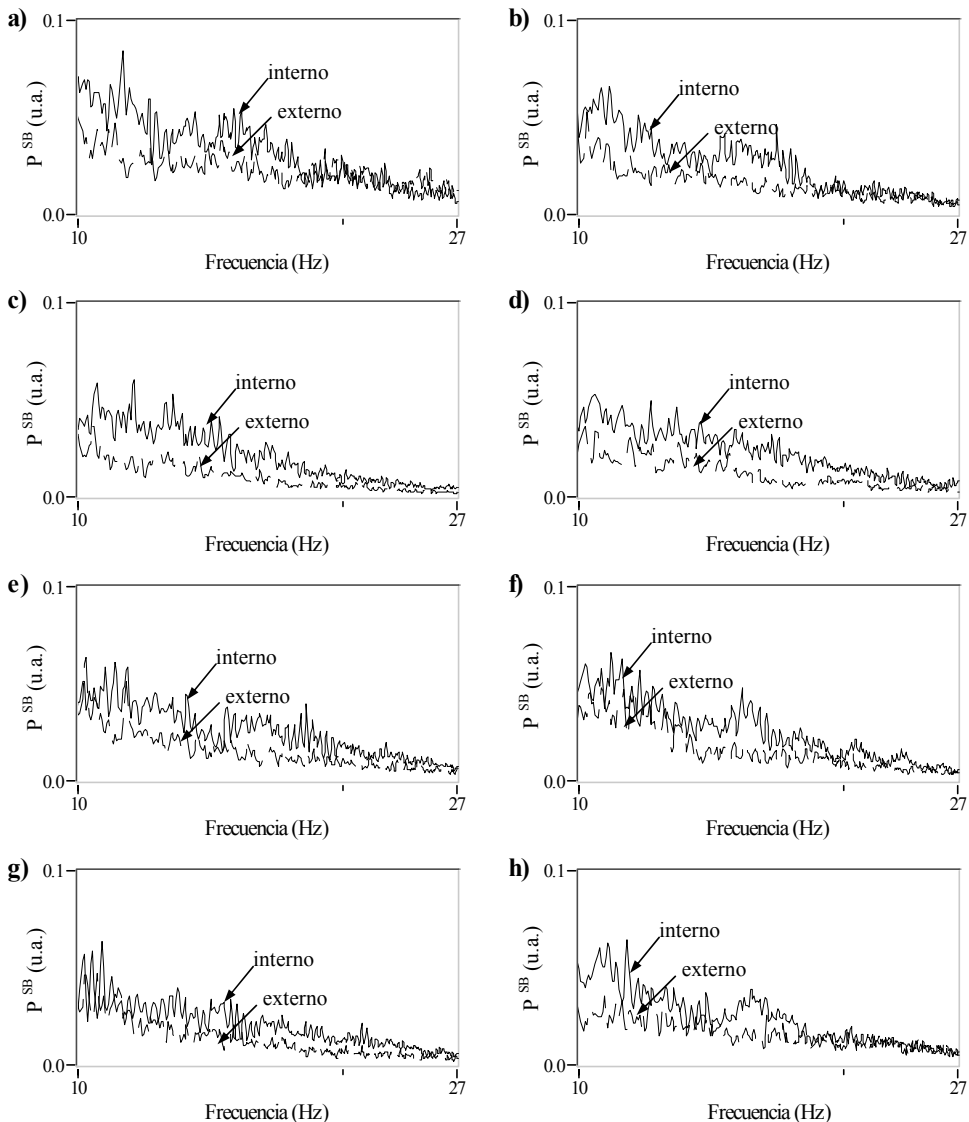
En los apartados 7.12 y 7.2.2, se ha visto que la energía de los SB se encuentra entre los [2.23, 27.25 Hz] para la señal interna, y entre los [2.17-19.21 Hz] para la señal externa.

En la figura 7.20 se representan las distribuciones espectrales de potencia del EEnG interno y de superficie en máxima presencia de SB, normalizadas entre la energía comprendida entre los correspondientes límites en frecuencia ( $f_{ci}^{SB}$ ,  $f_{cs}^{SB}$ ) de los SB internos y de superficie. Al tratarse de un análisis con fines visuales, y por simplificar, se normalizó por la energía en [2, 27 Hz] para la señal interna y [2, 19 Hz] para la señal de superficie.



**Figura 7.20.** PSD promedio ( $n=10$ ) en máxima presencia de SB del EEnG interno (línea continua), normalizada por energía [2-27Hz], y de superficie (línea discontinua), normalizada por energía [2-19Hz] para las sesiones:

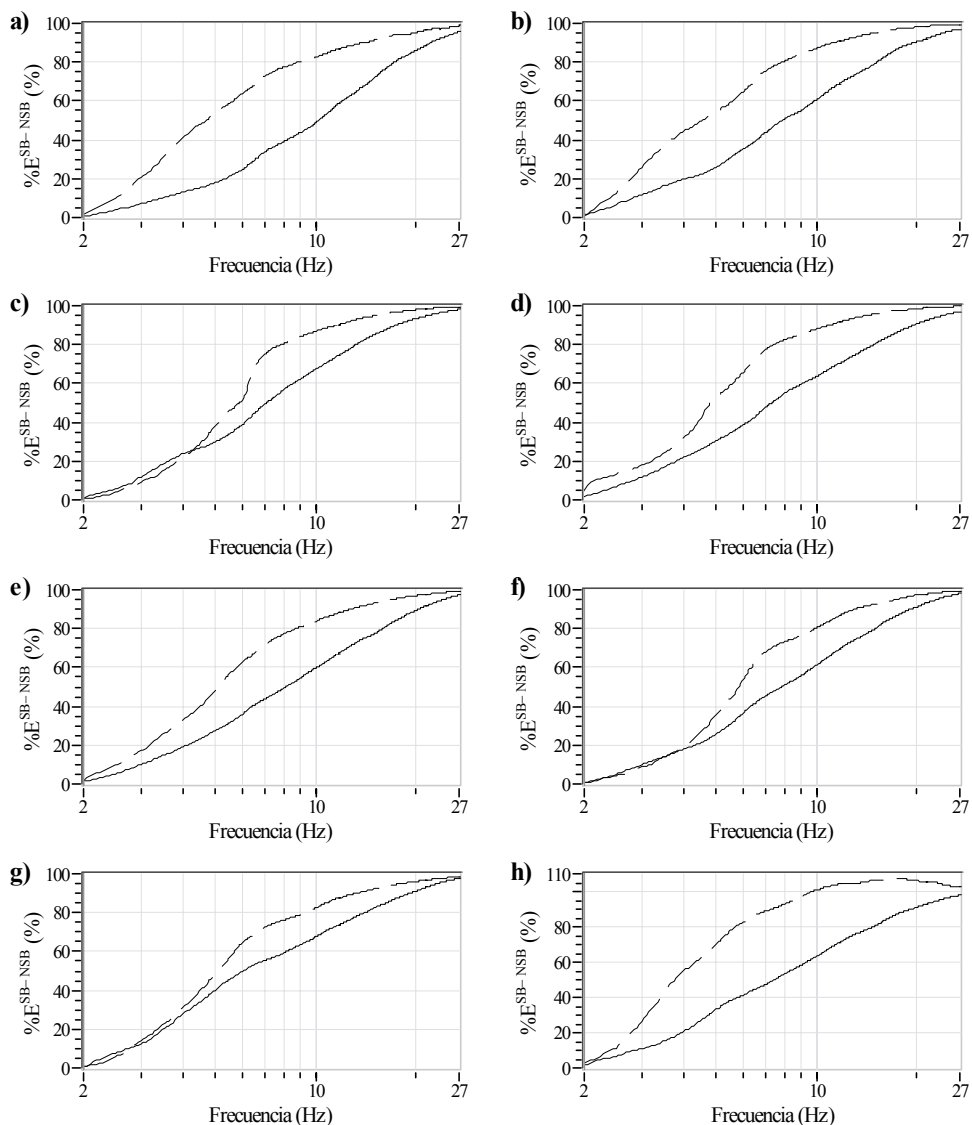
a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2



**Figura 7.21.** PSD promedio ( $n=10$ ) en máxima presencia de SB ( $P^{SB}$ ) del EENG interno (línea continua), normalizada por energía [2-27Hz], y de superficie (línea discontinua), normalizada por energía [2-19Hz] para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

En la figura 7.20 se observa como la PSD normalizada de la señal de superficie (traza discontinua) se encuentra por encima de la interna (traza continua) hasta aproximadamente los 10 Hz. Para frecuencias por encima de los 10 Hz, la amplitud de la PSD de señal de superficie pasa a ser inferior a la interna (figura 7.21).

Por otro lado, la figura 7.22 muestra el porcentaje de energía acumulada asociada a la aparición de SB ( $\%E^{SB-NSB}(f)$ ) para la señal interna y de superficie. Se observa como, para todas las sesiones analizadas, la energía acumulada asociada a los SB de superficie (traza discontinua) aumenta más rápidamente en frecuencia que la interna (traza continua).



**Figura 7.22.** . Energía acumulada (normalizada) para  $f > 2$  Hz, asociada a la aparición de SB ( $\%E^{\text{SB-NSB}}$ ) del EENG interno (traza continua) y de superficie (traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

La tabla 7.6 muestra los límites en frecuencia inferiores y superiores de la energía asociada a la aparición de SB de la señal interna y de superficie.

Mientras para los límites inferiores los resultados obtenidos para cada señal no presentan diferencias significativas ( $p < 0.05$ ), para los límites superiores las diferencias son mucho mayores. Los  $f_{\text{cs}}^{\text{SB}}$  para la señal de superficie son inferiores para todos los casos. Lo que denota que la energía de mayor frecuencia de los SB internos apenas se refleja en el registro de superficie.

**Tabla 7.6.** Límites de la energía en frecuencia de los SB internos y de superficie ( $f > 2\text{Hz}$ ,  $\alpha = 0.025$ )

	Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{ci}^{SB}$	Interno	2.34	2.20	2.20	2.20	2.29	2.29	2.15	2.15	<b>2.23±0.07</b>
	Superficie	2.10	2.10	2.39	2.00	2.10	2.29	2.34	2.05	<b>2.17±0.15</b>
$f_{cs}^{SB}$	Interno	29.83	27.88	25.88	27.93	27.34	26.07	26.66	26.42	<b>27.25±1.30</b>
	Superficie	24.90	18.07	19.04	17.43	21.24	20.51	23.44	9.03	<b>19.21±4.84</b>

### 7.4. Atenuación de la Energía del EEnG Externo

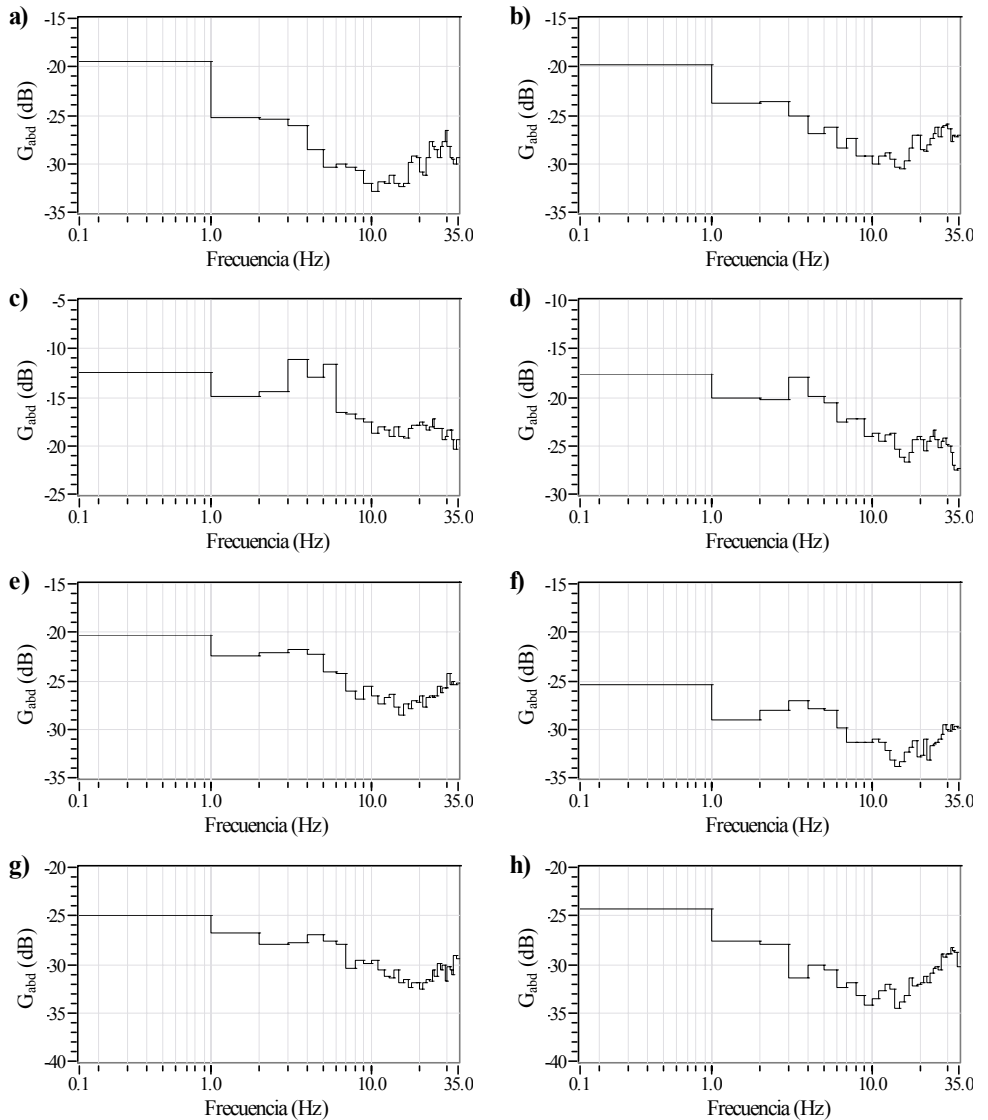
La comparativa de la energía en frecuencia asociada a la OL y SB de los registros de EEnG interno y en superficie abdominal (apartado anterior) mostraba, un mayor peso relativo de la energía de menor frecuencia al total de energía de la señal para el registro externo. Esto sugiere un mayor nivel de atenuación de la energía captada en superficie a medida que aumenta la frecuencia.

En el presente apartado se estudiará la atenuación de la energía a lo largo del espectro. Para estudiar el efecto de las capas abdominales sobre la energía para frecuencias por encima de los 2 Hz, se deberá estudiar la atenuación cuando existe energía del EEnG en este rango de frecuencias, es decir cuando los SB están presentes. Para ello se integrará en bandas de 1 Hz la densidad espectral de potencia promedio de las señales interna y de superficie en presencia de SB ( $P_{int}^{SB}$  y  $P_{sup}^{SB}$ , obtenidas en los apartados 7.1.2 y 7.2.2). El cociente entre la energía de la señal superficie e interna en cada banda proporciona una estimación de la atenuación que sufre dicha banda de frecuencias ( $G_{abd}(f)$ ; apartado 6.4.3).

En la figura 7.23 se muestra la atenuación de la energía señal de superficie respecto de la interna en presencia de SB para todas las sesiones de registro consideradas. En la figura se observa como la energía de la señal interna se recoge en superficie muy atenuada (-20 dB, -30 dB). Pese a los distintos resultados numéricos obtenidos, se observa un comportamiento similar de la atenuación en frecuencia para los distintos perros y sesiones. El grado de atenuación parece aumentar a medida que aumenta la frecuencia hasta que la función llega a un valor mínimo entorno a los 15 Hz. Para frecuencias superiores, la función deja de disminuir para mantenerse prácticamente constante, llegando incluso a aumentar considerablemente como en el caso de la traza h.

La tabla 7.7 muestra, para cada una de las curvas de atenuación obtenidas, la frecuencia para la cual se alcanza la máxima atenuación ( $f_{at}$ ). Se estima que en este punto se pierde el comportamiento de filtrado paso-bajo de las capas abdominales sobre la energía del EEnG, para comenzar a aumentar el cociente de energías posiblemente debido a una fuente de energía adicional (interferencia). En el siguiente apartado se profundizará en el estudio de la posible existencia de una fuente de interferencia presente únicamente en el registro externo y no en el interno.

Para la sesión 2.1 y 2.2 se tomó el mínimo local con  $f < 30$  Hz para no considerar los posibles efectos del filtro analógico de 35 Hz que parecen observarse en las trazas c y d



**Figura 7.23.** Atenuación (dB) de la energía de superficie respecto de la interna en bandas de 1 Hz en periodos de máxima presencia de SB, para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

**Tabla 7.7.** Frecuencia (Hz) de máxima atenuación para las bandas de energía cada PSD señal.

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{at}(\text{Hz})$	11	16	17	17	16	15	21	15	$16.0 \pm 2.78$

Los resultados muestran una moderada variabilidad de las frecuencias límite obtenidas ( $sd=2.78$  Hz) respecto al valor medio (16 Hz).

## 7.5. Estudio de Interferencias en la Señal de Superficie

### 7.5.1. Energía en Frecuencia de Interferencias

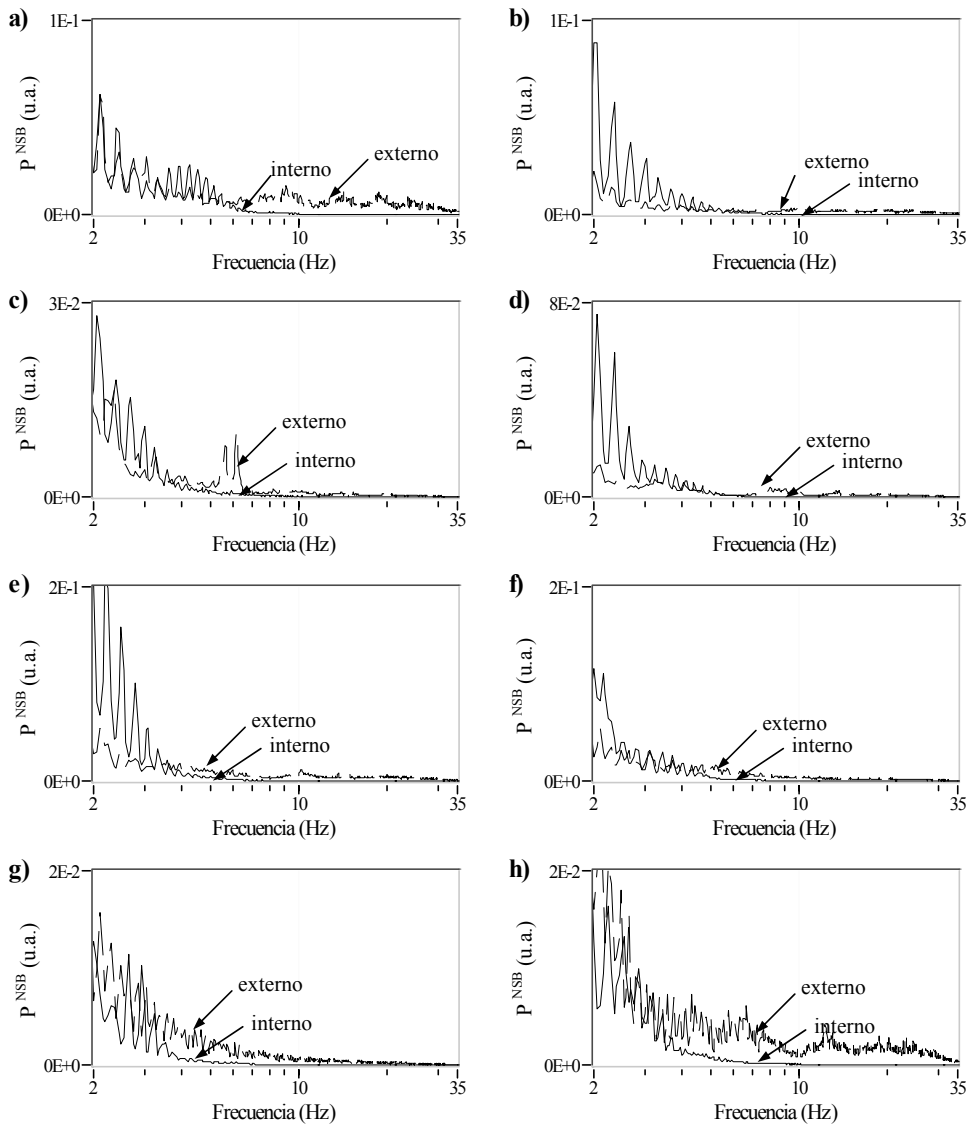
En el apartado anterior se ha deducido la posible existencia de energía no asociada a las componentes del EEnG en el registro de superficie. Además, se he visto que la influencia de esta energía adicional parece especialmente relevante en las altas frecuencias. Para estudiar la energía asociada a posibles interferencias en la señal de superficie comparemos el espectro de la señal interna y de superficie en ausencia de SB. La PSD normalizada de la señal interna en ausencia de SB representa cómo se distribuye la energía debida a la OL, mientras que la PSD normalizada de la señal de superficie muestra como se distribuye la energía debida a la OL y a posibles interferencias en el registro de superficie. Un estudio similar se realizó para comparar la energía de la OL interna y de superficie (apartado 7.3.1) aunque centrando el estudio en la baja frecuencia. A continuación el estudio se efectuará sobre el espectro en el rango [2-35 Hz] con el fin de detectar diferencias en la distribución espectral de energía de ambas señales asociadas a posibles interferencias de alta frecuencia en el registro de superficie.

En la figura 7.24 se observa como para frecuencias próximas a los 2 Hz, la cola de energía de la OL tiene una amplitud mucho mayor a la de las posibles interferencias. Sin embargo, para frecuencias más elevadas se aprecia que la energía de la señal de superficie es proporcionalmente mayor a la de la señal interna.

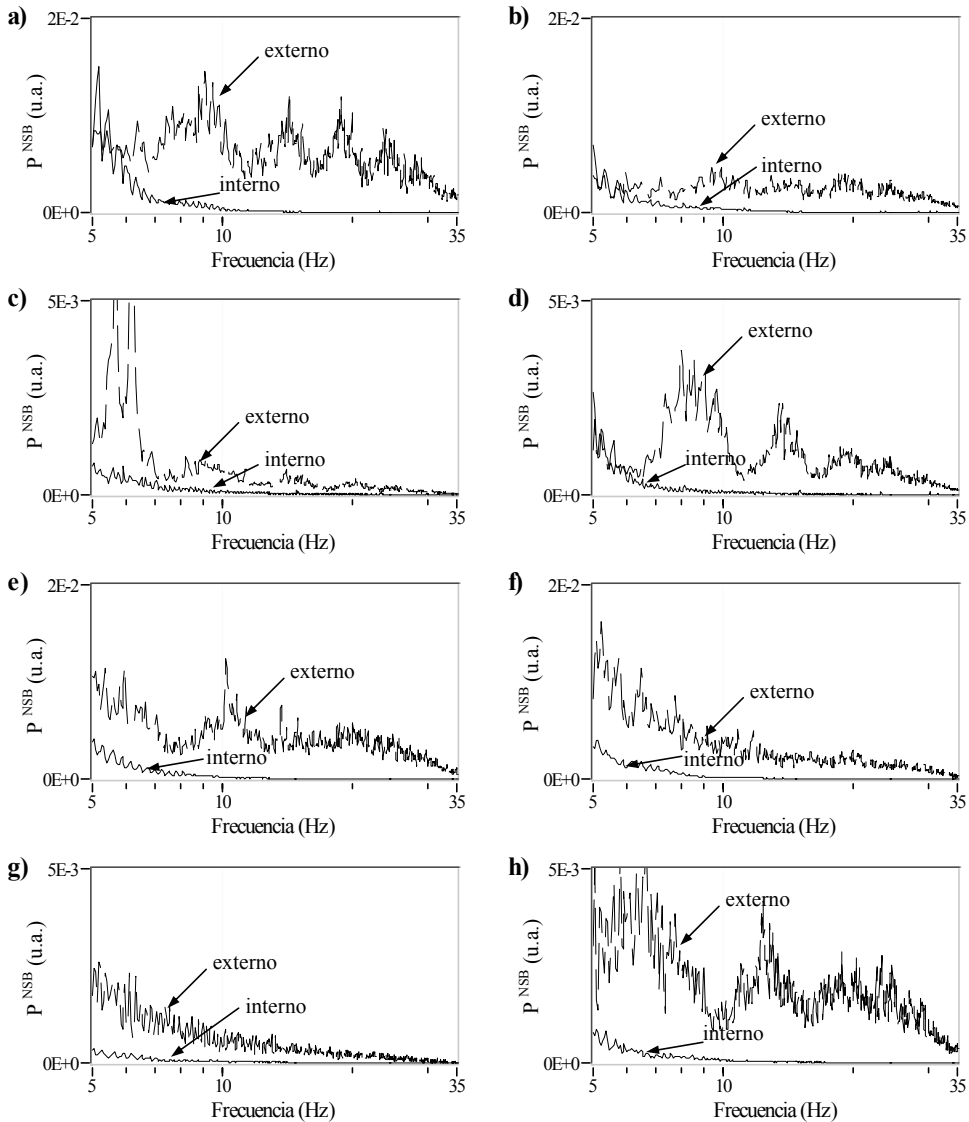
La figura 7.25 es una ampliación de la figura 7.24 en el rango [5Hz, 35Hz], y permite ver con mayor claridad las diferencias en la distribución espectral de la energía de la señal de superficie e interna en ausencia de SB. Se observa como mientras la energía de alta frecuencia de la señal interna se extingue rápidamente en frecuencia, en la señal de superficie, la cola de energía de la OL da paso a una densidad de energía de menor amplitud que permanece sin atenuarse en frecuencia hasta prácticamente los 35 Hz. Este efecto queda claramente reflejado en la distribución de la energía acumulada en la señal de superficie e interna representado en la figura 7.26.

Para todas las sesiones analizadas el contenido energético en el rango de la OL de la señal interna (línea continua, figura 7.26) es mayor al de superficie (línea discontinua). Esto indica el mayor peso relativo de la energía por encima de los 2 Hz (cola de energía OL+interferencia) para la señal de superficie que para la interna. Además, mientras que para la señal interna la energía acumulada se mantiene prácticamente constante por encima de los 4 Hz, para la señal de superficie la energía se incrementa en todo el espectro considerado. En el siguiente apartado se estudiará en mayor profundidad el peso de esta energía de interferencia sobre la energía en alta frecuencia (>2Hz) del EEnG.

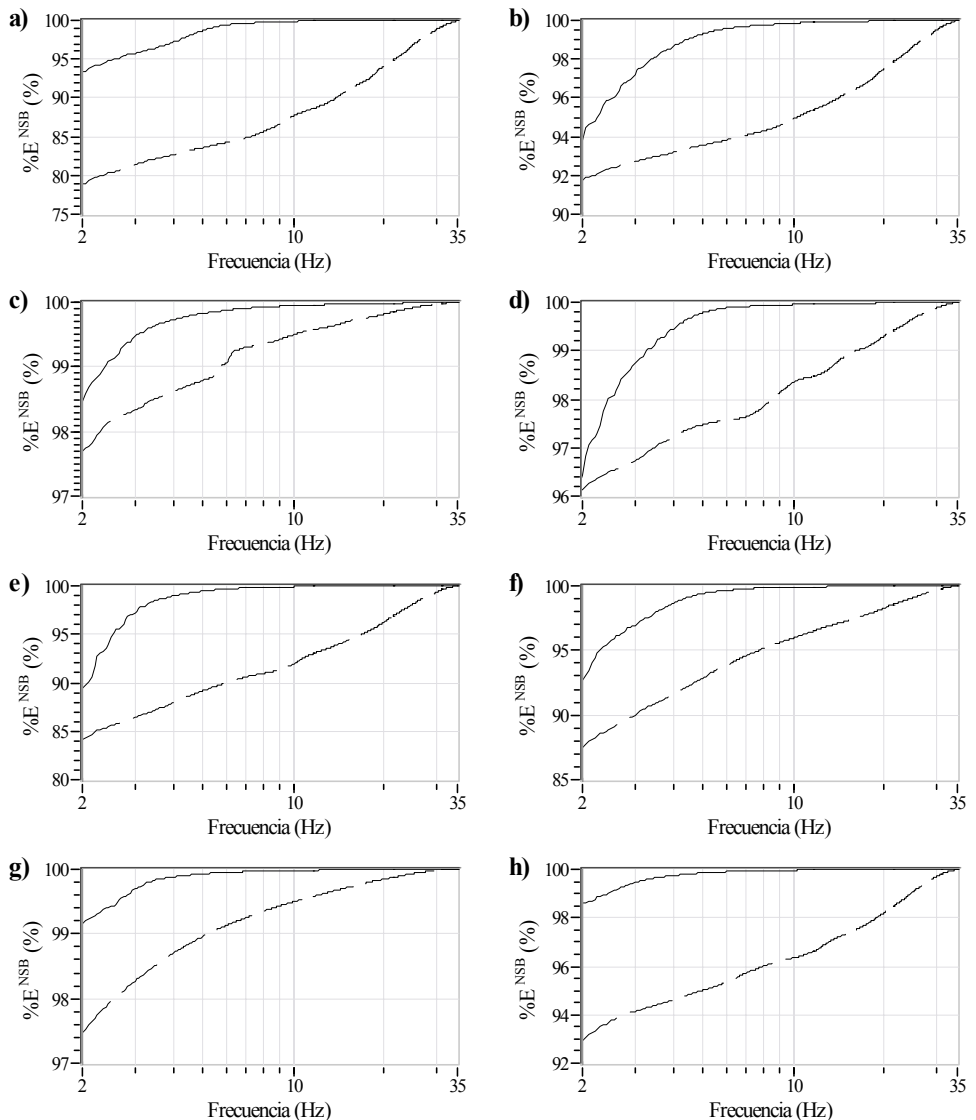




**Figura 7.24.** PSD promedio ( $n=10$ ) en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ ) del EENG interno (línea continua) y de superficie (línea discontinua), normalizadas por energía [0.15-35 Hz] para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2



**Figura 7.25.** PSD promedio (n=10) en ausencia de SB ( $P^{NSB}$ ) del EENG interno (línea continua) y de superficie (línea discontinua), normalizadas por energía [0.15-35 Hz] para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2



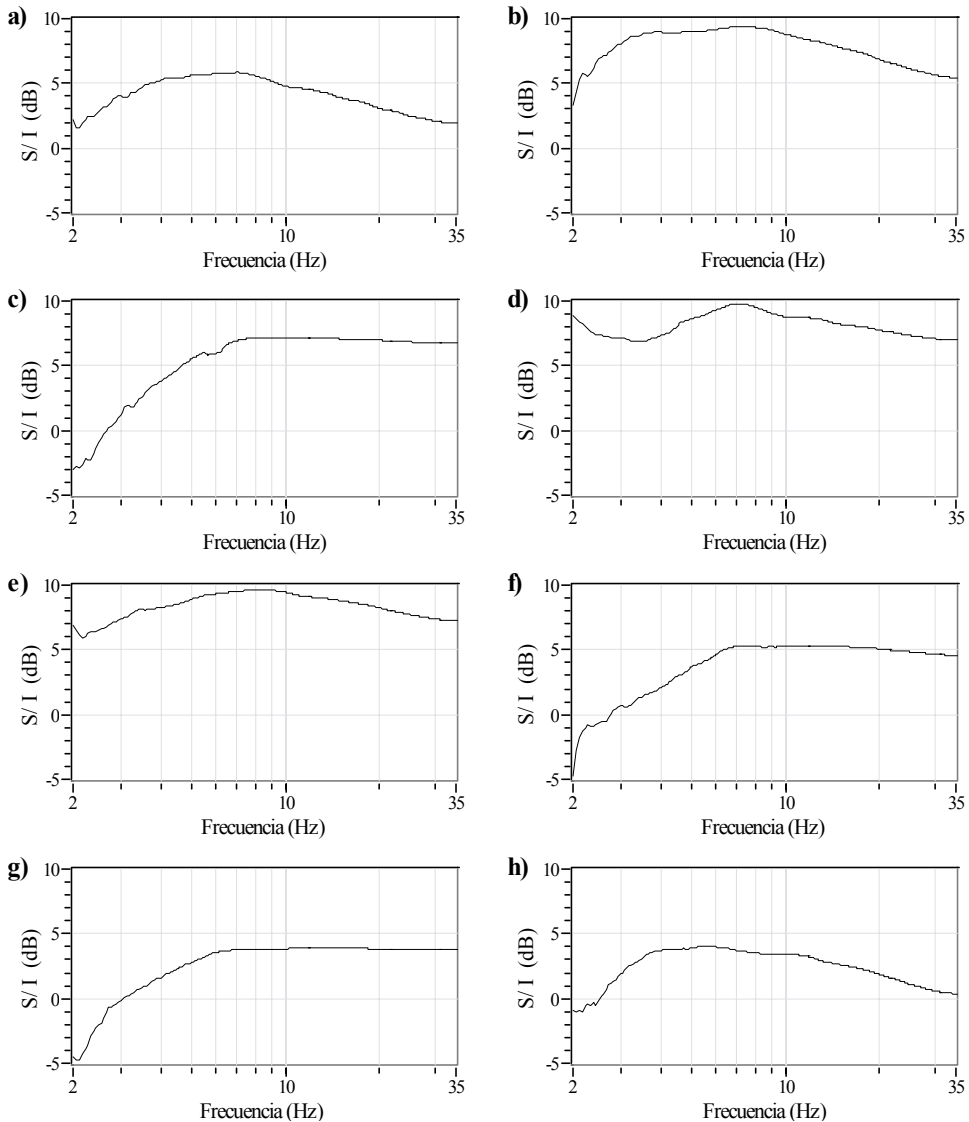
**Figura 7.26.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15$  Hz, de las PSD promedio ( $n=10$ ) en ausencia de SB ( $\%E^{NSB}$ , energía de alta frecuencia) del EENG interno (traza continua) y de superficie (traza discontinua) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

### 7.5.2. Energía Señal/Interferencia

Si se considera que la energía de la señal de superficie en ausencia de SB para frecuencias superiores al rango de la OL es producida por la interferencia, y que la energía asociada a la aparición de SB (incremento de energía en presencia y ausencia de SB) es la señal que se desea recoger en superficie, el cociente de la energía de señal e interferencia así definidas nos proporcionará una estimación de la relación señal/interferencia (S/I) similar al conocido ratio señal/ruido.

Para cada frecuencia considerada ( $f$ ), la energía de señal y de interferencia son el resultado de integrar entre el límite inferior ( $f_0=2$  Hz, no OL) y dicha frecuencia ( $f$ ) la densidad espectral correspondiente. Se obtendrán distintos índices S/I en función de los límites en frecuencia considerados para el cálculo de las energías, ver material y métodos apartado 6.4.4. La figura 7.27 muestra la estimación de la relación señal/interferencia para cada límite superior en frecuencia considerado.

La relación señal/interferencia, en un primer tramo, aumenta a medida que se incrementa el límite en frecuencia considerado. En este tramo, según aumenta la frecuencia considerada se incluye más energía de señal (SB) que de interferencia (ECG), aumentando la S/I obtenida.



**Figura 7.27.** Estimación de la relación señal/interferencia de superficie para cada límite en frecuencia considerado ( $f > 2$  Hz, no OL) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

Por otro lado, a medida que la frecuencia considerada es superior, la energía de EEnG llega más atenuada a superficie (apartado 7.4); mientras que la energía en frecuencia de la interferencia se mantenía prácticamente constante (figura 7.25). Esto lleva a que se dé un máximo en la relación S/I ( $S/I_{\max}$ ) para un determinado límite en frecuencia ( $f^{S/I}$ ). A partir de la frecuencia correspondiente a ese máximo, se empieza a incluir más energía de interferencia que de señal, lo que provoca una disminución de la S/I. Esta caída de la S/I, una vez superada la frecuencia  $f^{S/I}$ , se produce con mayor o menor pendiente dependiendo de la sesión considerada.

La tabla 7.8 muestra los parámetros extraídos de las curvas S/I de cada sesión. Los resultados sitúan el límite en frecuencia para obtener  $S/I_{\max}$  en 8.72 Hz en promedio con una moderada variabilidad ( $sd=2.64$  Hz). Además, en la tabla se incluye  $S/I^{SB}$ , que es la relación S/I que se obtiene para el límite en frecuencia superior de los SB ( $f_{cs}^{SB}=19.21$  Hz).

**Tabla 7.8.** Indicadores de la relación señal/interferencia ( $f > 2$ Hz) de la señal de superficie.

Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$S/I_{\max}$ (dB)	5.85	9.39	7.16	9.80	9.65	5.33	3.93	4.09	<b>6.90±2.47</b>
$f^{S/I}$ (Hz)	7.03	6.98	8.84	7.18	8.64	12.6	12.79	5.71	<b>8.72±2.64</b>
$S/I^{SB}$ (dB)	3.23	7.04	7.01	7.87	8.37	5.13	3.86	2.02	<b>5.57±2.35</b>

Como se observaba en la figura 7.27, las diferencias entre  $S/I^{SB}$  y  $S/I_{\max}$  dependen de la sesión considerada. P.e. apenas hay diferencias (0.15 dB) para la sesión 2.1, mientras que para la sesión 1.1 la diferencia es de 2.62 dB. En conjunto no existen diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre  $S/I^{SB}$  y  $S/I_{\max}$ .

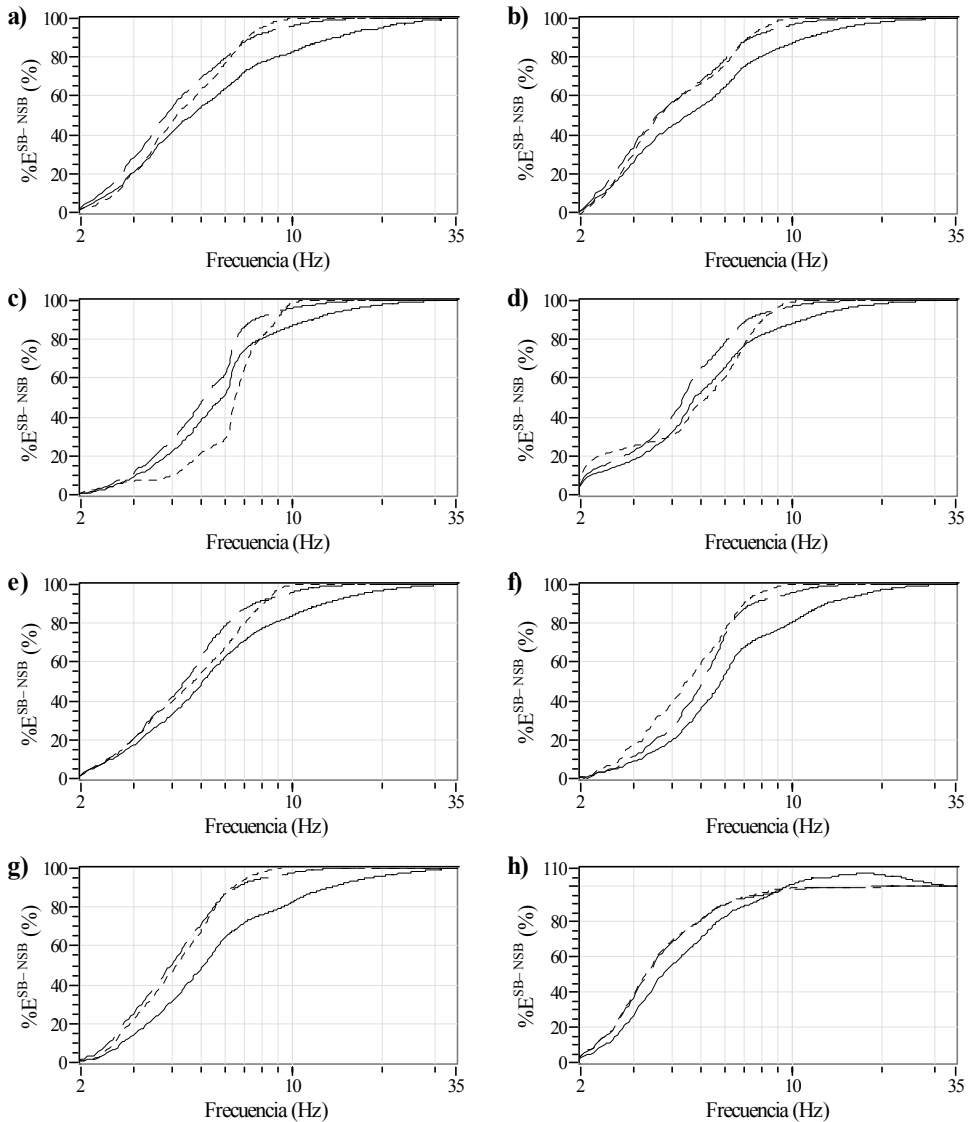
### 7.5.3. Eliminación de Interferencia. Filtrado Adaptativo.

Se ha detectado la existencia de una interferencia en la señal de superficie cuyo espectro de energía está superpuesto al del componente de alta frecuencia del EEnG siendo especialmente relevante a partir de los 16 Hz donde la energía de los SB en superficie está muy atenuada (apartado 7.4). También se ha visto que la relación señal/interferencia comenzaba a descender al incluir la energía por encima de los 8.72 Hz (punto anterior). Los filtros adaptativos (FA) han mostrado su gran utilidad para minimizar el efecto de este tipo de interferencias. Así pues, se han aplicado dos filtros adaptativos de estimación de señal de superficie (filtro paso-bajo de señal) cuya frecuencia de corte para la generación de la señal de referencia se fija en esos 16 Hz para el FA<sub>1</sub> y en 9 Hz para FA<sub>2</sub>, ver métodos apartado 6.4.5.

Los FA aplicados tiene las siguientes características: el número de pesos (M) es 32, el tamaño de paso ( $\mu$ ) se fija en 0.05, el orden del filtro paso-bajo de estimación de señal de superficie se fija en 12 (introduciendo un retardo en la señal de 8 muestras).

#### 7.5.3.1. Energía en Frecuencia de los SB

Primero se deberá estudiar como se distribuye la energía de la señal (energía asociada a la aparición de SB) para la señal de superficie tras el filtrado adaptativo. Así pues al igual que se realizó para la señal de superficie sin filtrar (figura 7.16) se obtendrá  $\%E^{SB-NSB}(f)$  tras aplicar FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub>. La figura 7.28 muestra como las trazas correspondientes a la señal de superficie tras FA se sitúan por encima de la señal sin filtrar. Es decir, tras aplicar el FA existe un menor contenido energético de señal en alta frecuencia.



**Figura 7.28.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 2$  Hz, asociada a la aparición de SB ( $\%E^{SB-NSB}$ ) de la señal de superficie: sin FA (traza continua), tras aplicar el FA<sub>1</sub> (traza discontinua) y tras FA<sub>2</sub> (traza guiones) para las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2

La tabla 7.9 muestra los límites en frecuencia de la energía asociada a la aparición de los SB con un  $\alpha=0.025$  para la señal de superficie tras aplicar FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub>. Nuevamente se obtienen  $f_{ci}^{SB}$  promedio (2.14 Hz y 2.17 Hz) muy próximas a los 2 Hz y con poca variabilidad ( $sd_1=sd_2=0.12$  Hz). Los resultados obtenidos para los límites superiores muestran que apenas existe energía de SB para frecuencias por encima de los 10.65 Hz (en promedio) tras aplicar el FA<sub>1</sub>, y análogamente sobre los 8.80 Hz tras aplicar el FA<sub>2</sub>. Además, los límites obtenidos presentan una reducida variabilidad ( $sd_1=0.62$  Hz y  $sd_2=0.58$  Hz). Para ambos casos existen diferencias significativas ( $p<0.05$ ) con las  $f_{cs}^{SB}$  obtenidas para la señal sin filtrar ( $19.21\pm 4.84$ ).

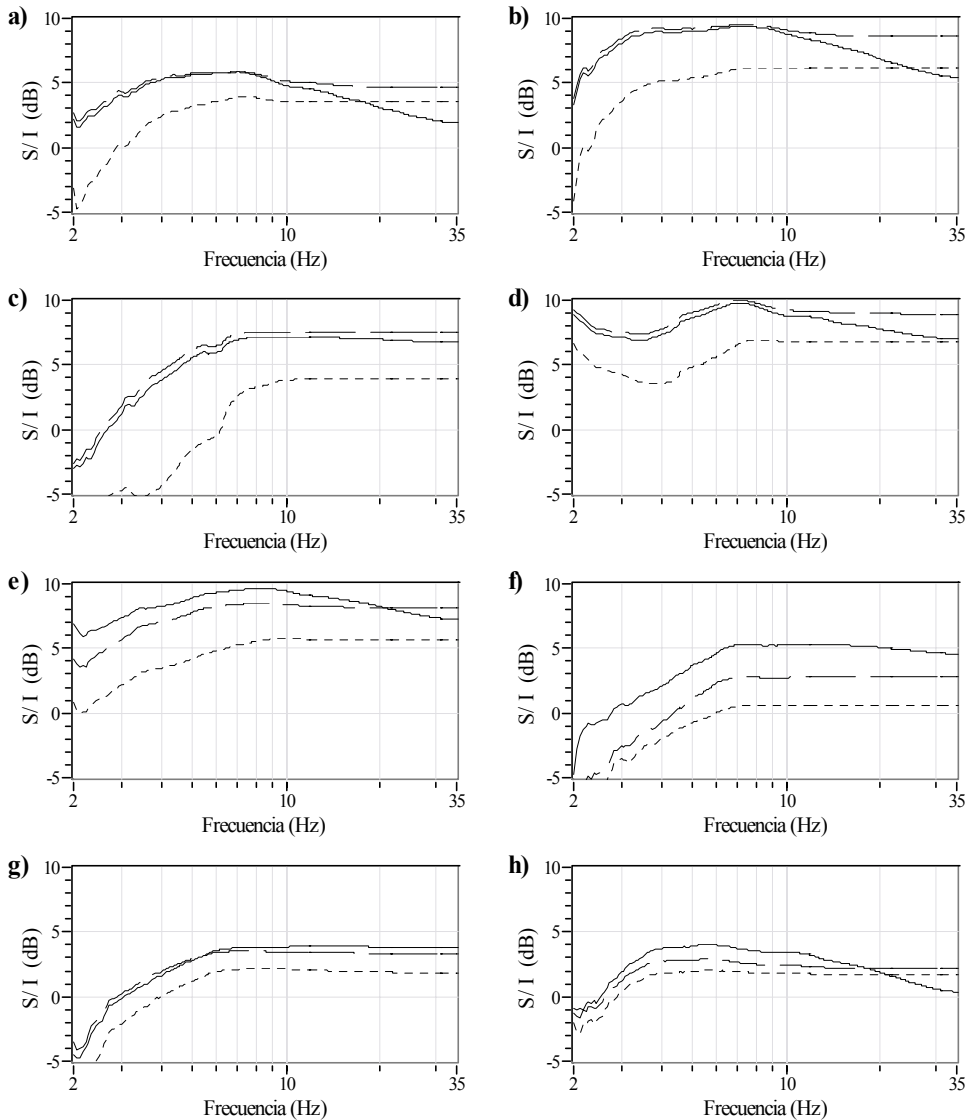
**Tabla 7.9.** Límites de la energía en frecuencia de los SB de superficie ( $f>2$ Hz,  $\alpha=0.025$ )

	Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$f_{ci}^{SB}$	Sin FA	2.10	2.10	2.39	2.00	2.10	2.29	2.34	2.05	<b>2.17±0.15</b>
	FA <sub>1</sub>	2.05	2.10	2.29	2.00	2.10	2.29	2.25	2.05	<b>2.14±0.12</b>
	FA <sub>2</sub>	2.20	2.15	2.29	2.00	2.10	2.20	2.34	2.05	<b>2.17±0.12</b>
$f_{cs}^{SB}$	Sin FA	24.90	18.07	19.04	17.43	21.24	20.51	23.44	9.03	<b>19.21±4.84</b>
	FA <sub>1</sub>	11.04	10.55	11.38	10.45	11.04	11.18	9.96	9.62	<b>10.65±0.62</b>
	FA <sub>2</sub>	8.59	8.64	9.81	9.28	9.03	8.50	7.86	8.69	<b>8.80±0.58</b>

### 7.5.3.2. Energía Señal/Interferencia

La figura 7.29 muestra la relación señal/interferencia ( $S/I(f)$ ) obtenida para la señal de superficie sin filtrar (traza continua), aplicando el FA<sub>1</sub> (traza discontinua) y el FA<sub>2</sub> (traza a guiones). Mientras la traza correspondiente a la señal tras aplicar el FA<sub>1</sub> se encuentra ligeramente por encima o por debajo de la señal sin filtrar (dependiendo de la sesión considerada); la traza correspondiente al FA<sub>2</sub> se encuentra por debajo de ambas para todas las sesiones estudiadas. Es decir, el FA<sub>2</sub> resulta ser más severo, eliminando en mayor grado el componente de señal que de interferencia. Por otro parte, el FA<sub>1</sub> proporciona prácticamente la misma relación S/I que sin filtrar. Sin embargo, aplicando el FA<sub>1</sub>, a partir de la frecuencia para  $S/I_{max}$  ( $f^{S/I}$ ) la relación  $S/I(f)$  tiende a mantenerse constante.

La tabla 7.10 muestra los distintos indicadores de las funciones  $S/I(f)$  obtenidas para la señal de superficie sin tratar y tras aplicar el FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub>. En promedio, la máxima relación señal/interferencia ( $S/I_{max}$ ) de la señal sin tratar (6.90 dB) es superior a la obtenida tras el FA<sub>1</sub> (6.33 dB) y tras el FA<sub>2</sub> (3.94 dB). Sin embargo, se observa como la relación S/I que se tiene en el rango de los SB ( $S/I^{SB}$ ) para el FA<sub>1</sub> (5.97 dB) es ligeramente superior a la señal sin tratar (5.54 dB). Nuevamente, como se observa en la figura 7.29, el FA<sub>2</sub> presenta el índice más bajo (3.83dB).



**Figura 7.29.** Estimación de la relación señal/interferencia para cada límite en frecuencia considerado ( $f > 2\text{Hz}$ , no OL) de la señal de superficie: sin FA (traza continua), tras aplicar el FA<sub>1</sub> (traza discontinua) y tras FA<sub>2</sub> (traza guiones) de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2 e) 3.1, f) 3.2 g) 4.1, h) 4.2



**Tabla 7.10.** Indicadores de la relación señal/interferencia ( $f > 2\text{Hz}$ ) de la señal de superficie sin tratar, tras  $\text{FA}_1$  ( $f_c = 16\text{ Hz}$ ) y tras  $\text{FA}_2$  ( $f_c = 9\text{ Hz}$ ).

	Sesión	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	Global
$S/I_{\max}$ (dB)	Sin FA	5.85	9.39	7.16	9.80	9.65	5.33	3.93	4.09	<b>6.90±2.47</b>
	$\text{FA}_1$	5.90	9.50	7.55	10.02	8.49	2.78	3.53	2.90	<b>6.33±2.98</b>
	$\text{FA}_2$	3.95	6.20	3.87	6.96	5.74	0.62	2.18	2.04	<b>3.94±2.24</b>
$f^{S/I}$ (Hz)	Sin FA	7.03	6.98	8.84	7.18	8.64	12.6	12.79	5.71	<b>8.72±2.64</b>
	$\text{FA}_1$	7.03	6.98	8.84	7.18	8.20	7.37	7.32	5.66	<b>7.32±0.93</b>
	$\text{FA}_2$	7.13	7.81	14.06	8.25	9.08	9.52	8.79	5.66	<b>8.79±2.46</b>
$S/I^{\text{SB}}$ (dB)	Sin FA	3.18	6.99	7.01	7.84	8.34	5.12	3.85	1.99	<b>5.54±2.35</b>
	$\text{FA}_1$	5.08	8.99	7.51	9.19	8.35	2.76	3.47	2.41	<b>5.97±2.87</b>
	$\text{FA}_2$	3.71	6.19	3.50	6.89	5.70	0.61	2.18	1.84	<b>3.83±2.26</b>



# 8 *Cuantificación de la Actividad Contráctil Intestinal*

En el anterior estudio de la distribución espectral de la energía de la señal mioeléctrica intestinal en reposo y en máxima actividad contráctil (máxima presencia de SB), apartados 7.1.2 y 7.2.2., se ha observado como la presencia de los SB incrementaba la energía en alta frecuencia del espectro del EEnG registrado tanto internamente como en superficie abdominal. El presente apartado está más relacionado con las necesidades médicas, donde se requiere la definición de un índice de motilidad intestinal obtenido en base a registros no-invasivos. Se estudiará la validez de distintos parámetros espectrales que cuantifiquen las variaciones en el espectro del EEnG de superficie asociados al grado de actividad contráctil intestinal.

En el apartado 8.1, se obtendrá la evolución en largos periodos de tiempo de los distintos parámetros espectrales de la señal de superficie (definidos en 6.5.1). En 8.2 se estudiará la correlación existente (según la matemática de 6.5.3) con un índice de motilidad intestinal (IMI) validado (detallado en 6.5.2). Aquellos parámetros que mejor representen el grado de actividad motora serán objeto de un estudio en mayor profundidad. En el apartado 8.3, se estudiará la relación existente entre los parámetros espectrales de superficie y los IMI del punto de registro interno de referencia y dos puntos, situados oral y distalmente, ajustando el posible desfase temporal entre series mediante la función de coeficientes de correlación definida en 6.5.4. Finalmente, en 8.4 se realizará un estudio de diferencias significativas y un análisis discriminante en estados de reposo y máxima actividad contráctil, según se detalla en el apartado 6.5.5, de aquellos parámetros que muestren una mayor relación con el índice de actividad motora. Aunque este último estudio pueda parecer redundante, puede tener importantes consecuencias futuras para el diagnóstico clínico, puesto que hay patologías como el íleo paralítico en las que la actividad contráctil desaparece.

## **8.1. Evolución Temporal de Parámetros Espectrales**

En este apartado se mostrará la evolución temporal para cada sesión de registro de los distintos parámetros espectrales del EEnG de superficie definidos en el apartado 6.5.1 así como la del índice de motilidad intestinal de referencia (IMI, apartado 6.5.2) de cada sesión. Estos son:

1. **Eeeng**: energía total del EEnG
2. **Esb**: energía en el rango de frecuencias de los SB
3. **Esb/Eeeng**: energía en el rango de los SB normalizada por la energía total EEnG
4. **FM**: frecuencia media en el rango del EEnG

5. **FSD**: desviación estándar de frecuencia en el rango del EEnG.

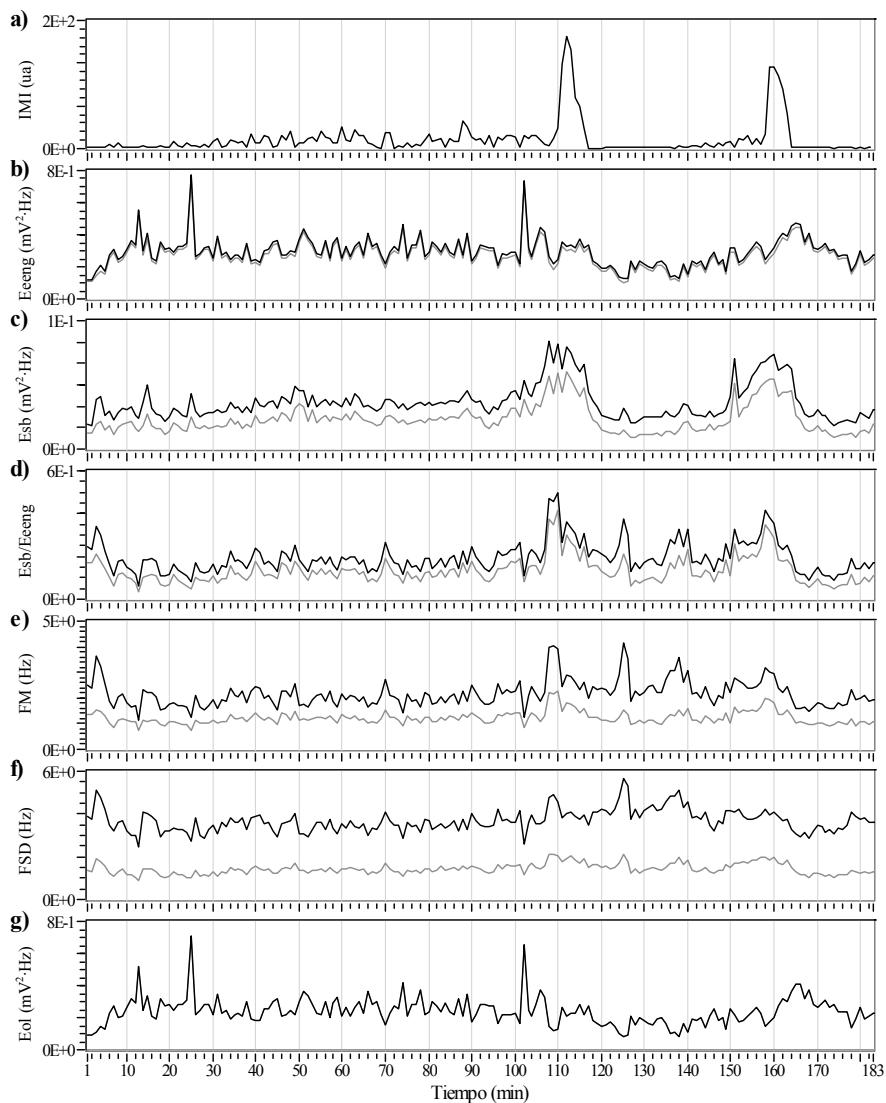
6. **Eol**: energía en el rango de frecuencias de la OL

**IMI**: índice de motilidad intestinal del canal interno de referencia

Tal y como se describe en el apartado 6.5.1, los parámetros espectrales de la señal de superficie se obtuvieron considerando dos anchos de banda distintos para el EEnG:  $f \in 0.15-20\text{Hz}$  y  $f \in 0.15-9\text{Hz}$ . Los límites superiores en frecuencia considerados se corresponden con los obtenidos según los criterios de energía total de los SB y relación S/I máxima obtenidos en el apartados 7.2.2 y 7.5.2 respectivamente. Mientras con los primeros límites se trata de cuantificar la energía en todo el rango de frecuencias donde existe energía de SB, con los segundos la cuantificación se limita al rango de frecuencias en que la energía de SB es superior a la de las posibles interferencias.

Las sesiones de registro mostradas en este estudio se realizaron en estado de ayunas, con lo que la evolución temporal del IMI y los parámetros espectrales de superficie deberían reflejar el patrón de motilidad interdigestivo (CMMI, explicado en el capítulo de introducción apartado 1.5.1).

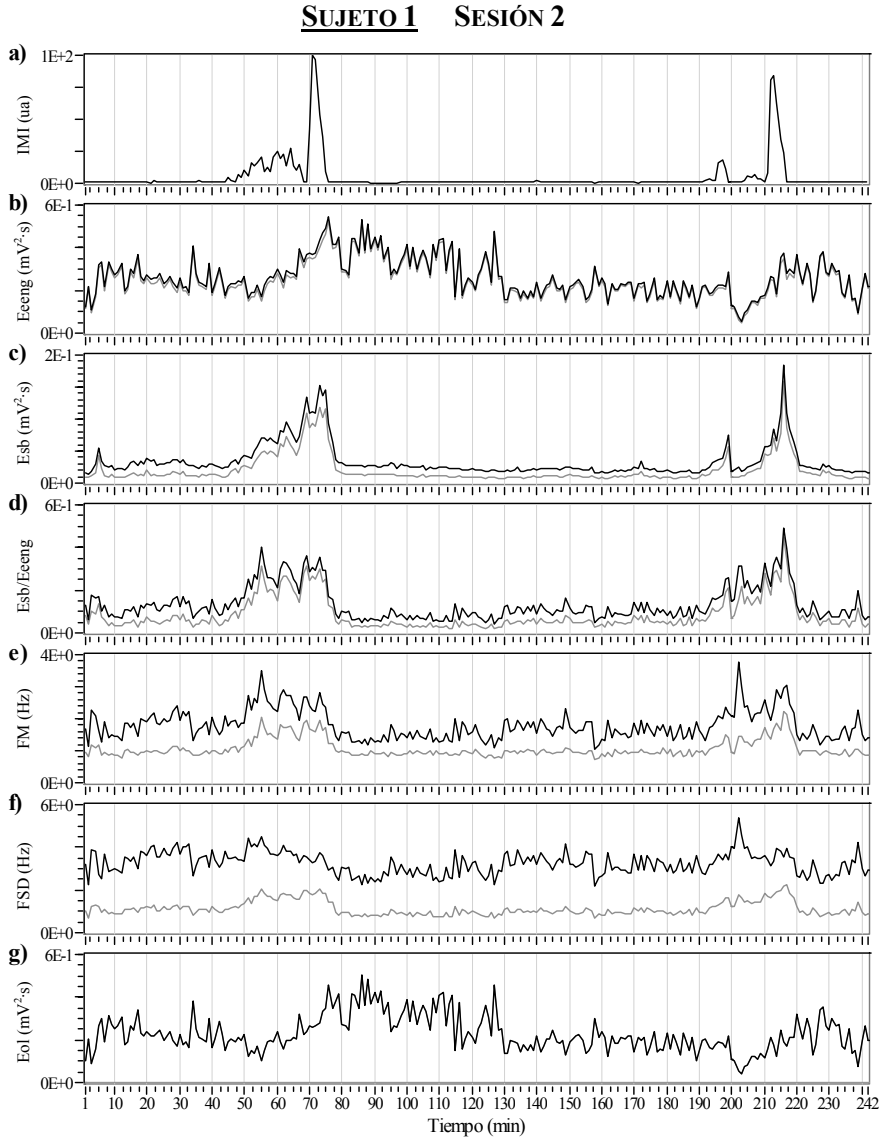
En este apartado se presentan un total de 18 sesiones correspondientes a 5 sujetos en estudio.

**SUJETO 1 SESIÓN 1**

**Figura 8.1.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 1.1

Duración 183 minutos.

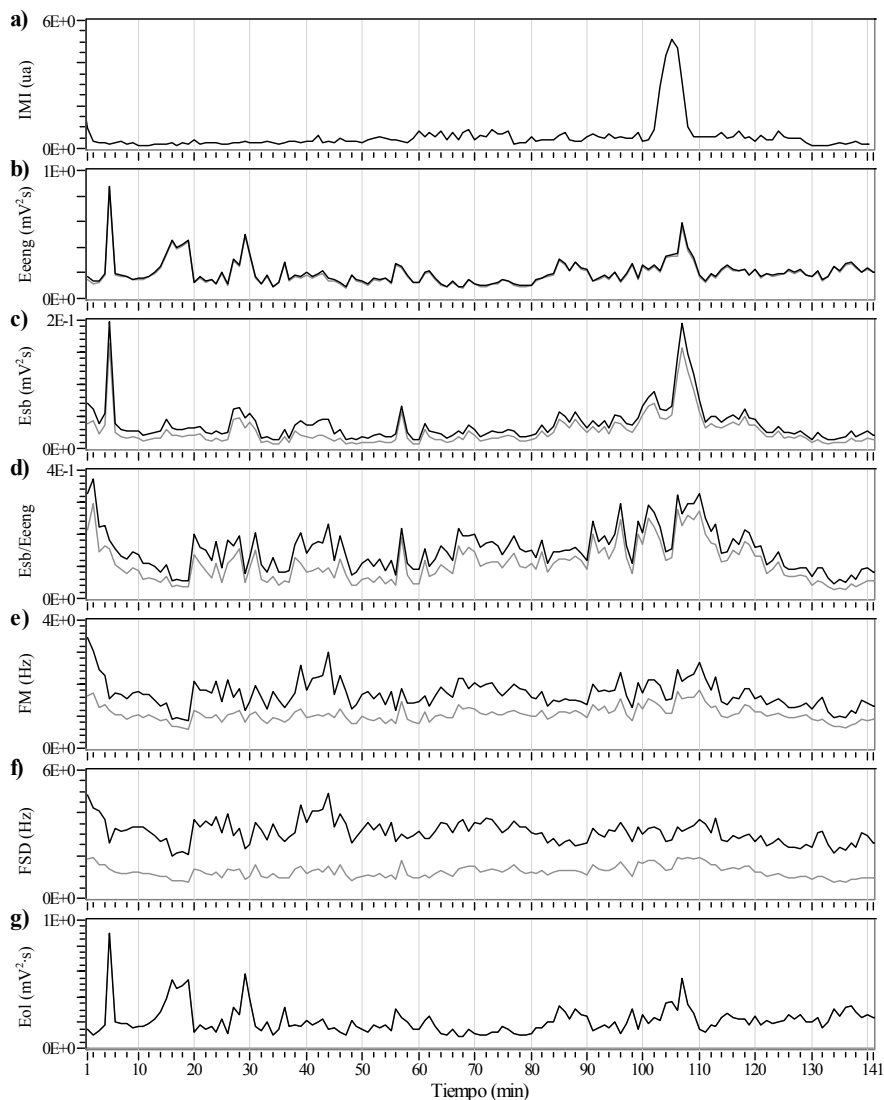
Se observa un primer CMMI desde su fase I y un segundo CMMI completo con una fase I y II de corta duración.



**Figura 8.2.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 1.2

**Duración** 242 minutos.

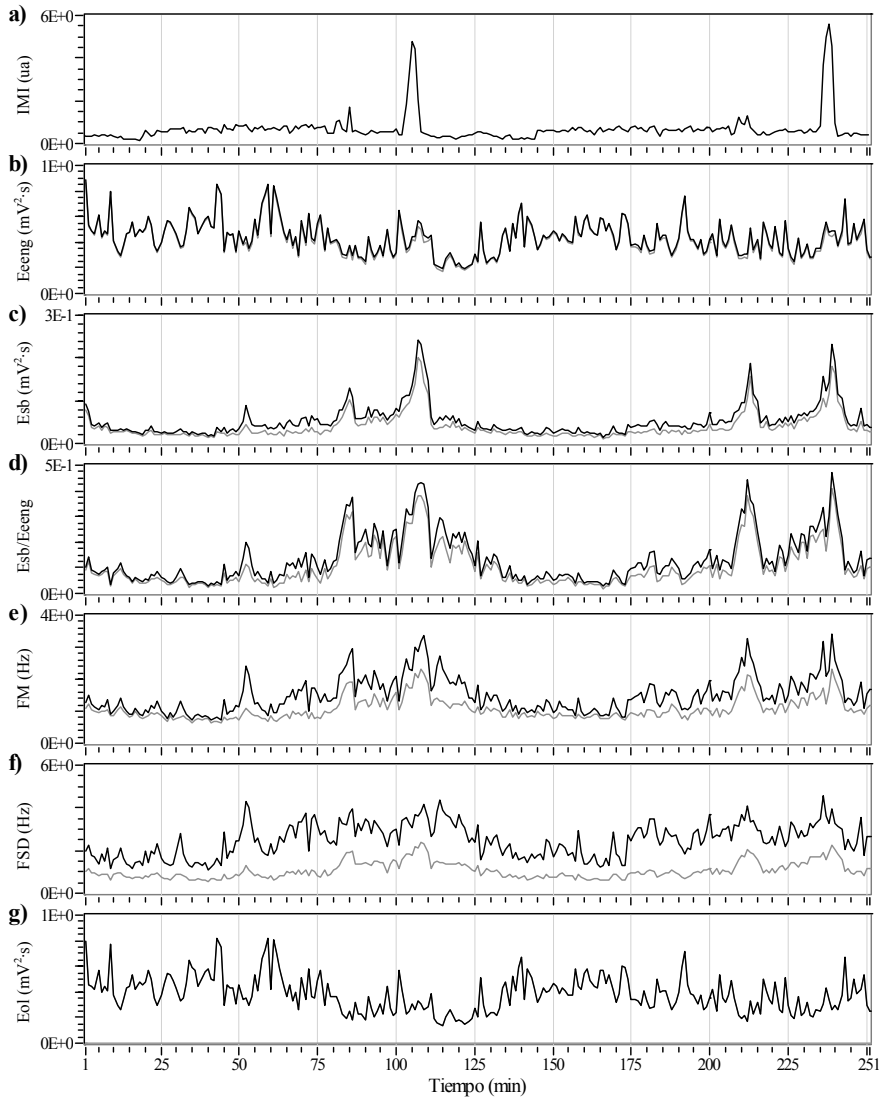
Se aprecia un primer CMMI iniciada su fase I y un segundo CMMI completo.

**SUJETO 1 SESIÓN 3**

**Figura 8.3.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 1.3

Duración 141 minutos.

Se observa el final de un CMMI anterior y un CMMI completo.

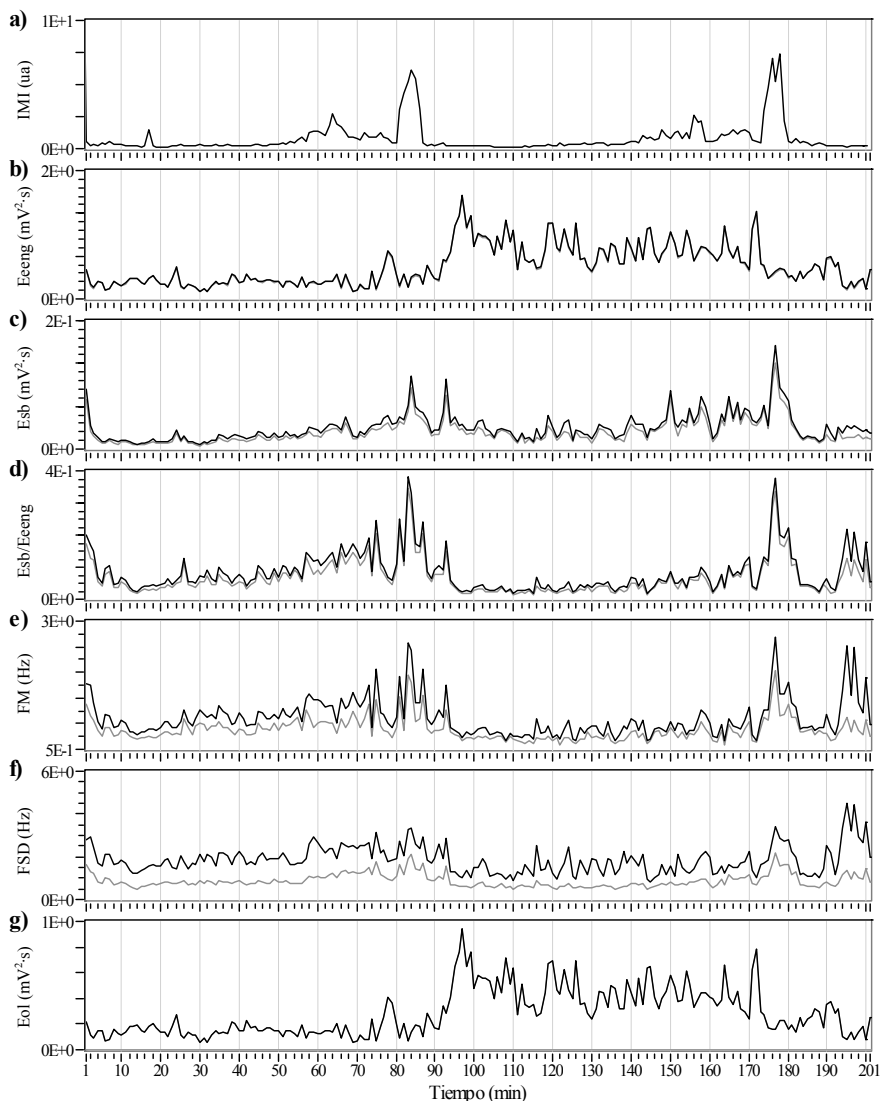
**SUJETO 1 SESIÓN 4**

**Figura 8.4.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EENG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 1.4

Duración 251 minutos.

Se observa un primer CMMI iniciada su fase I y un segundo CMMI completo.

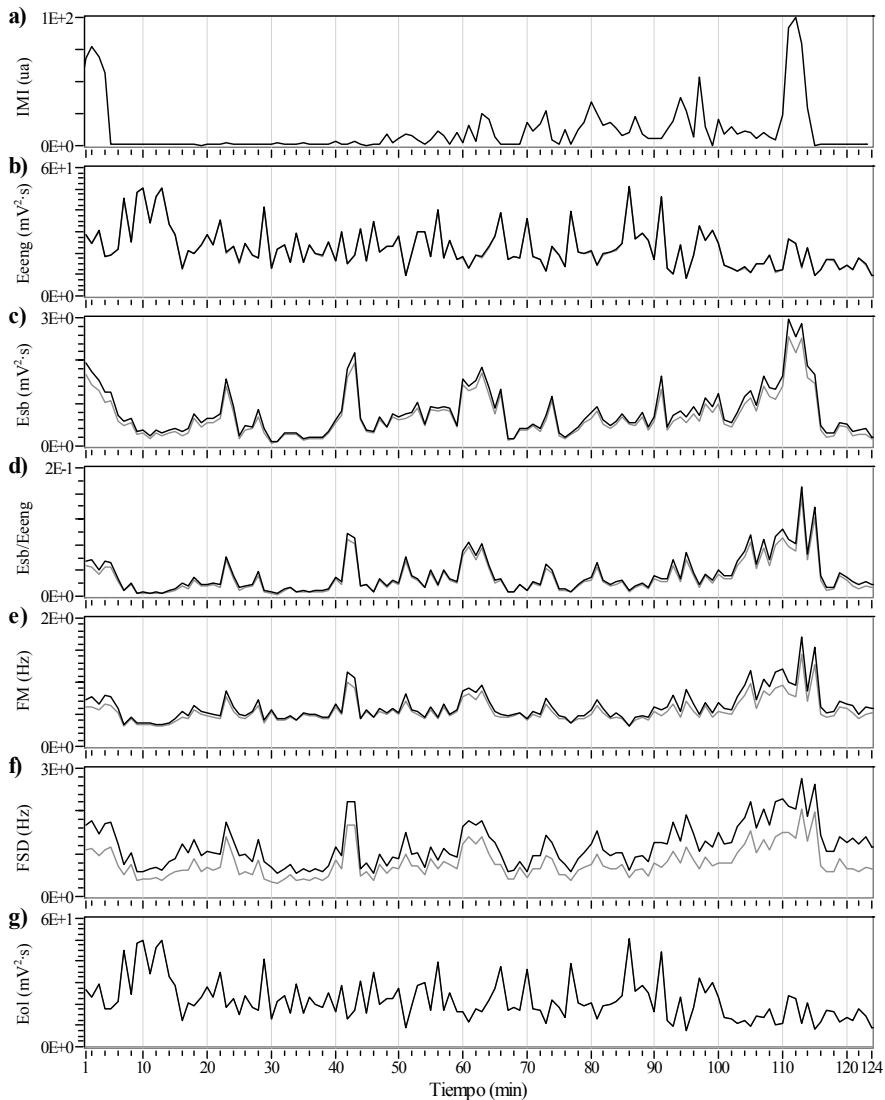


**SUJETO 1 SESIÓN 5**

**Figura 8.5.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 1.5

Duración 201 minutos.

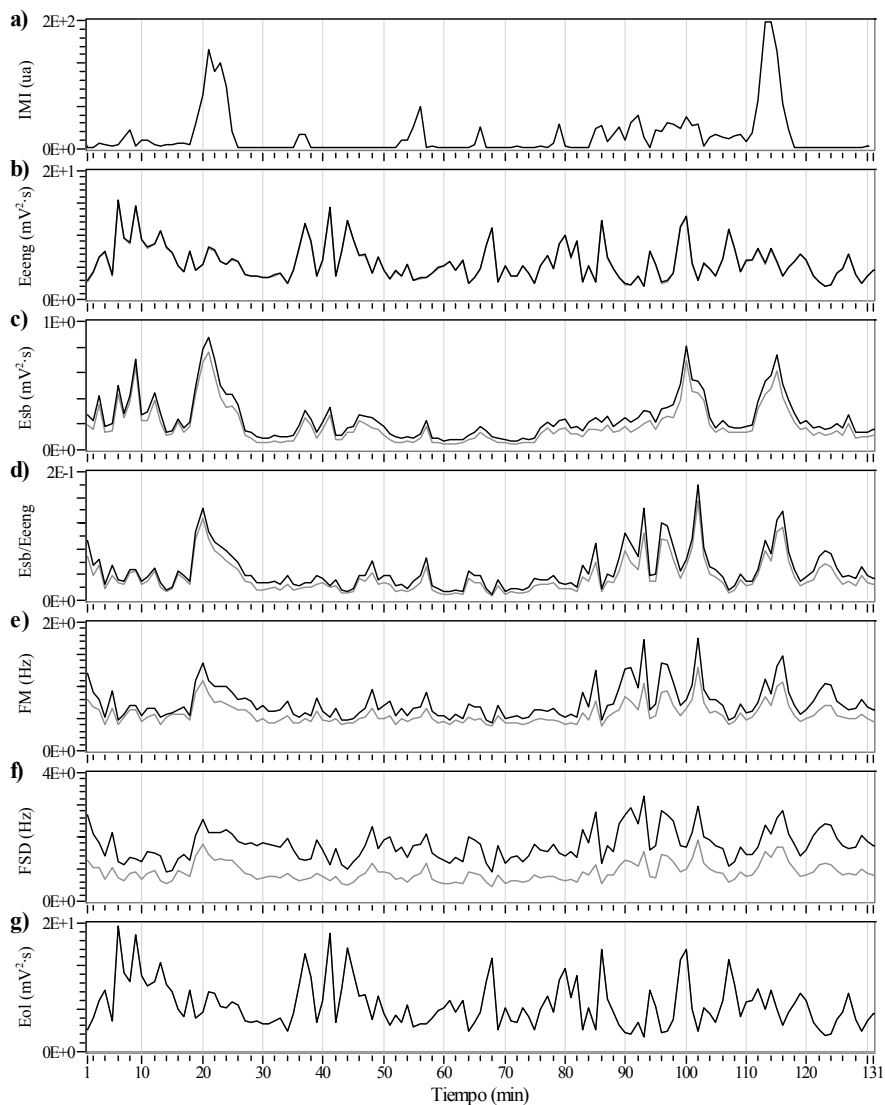
Se aprecia el final de CMMI previo y dos CMMIs completos.

**SUJETO 2 SESIÓN 1**

**Figura 8.6.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 2.1

Duración 124 minutos.

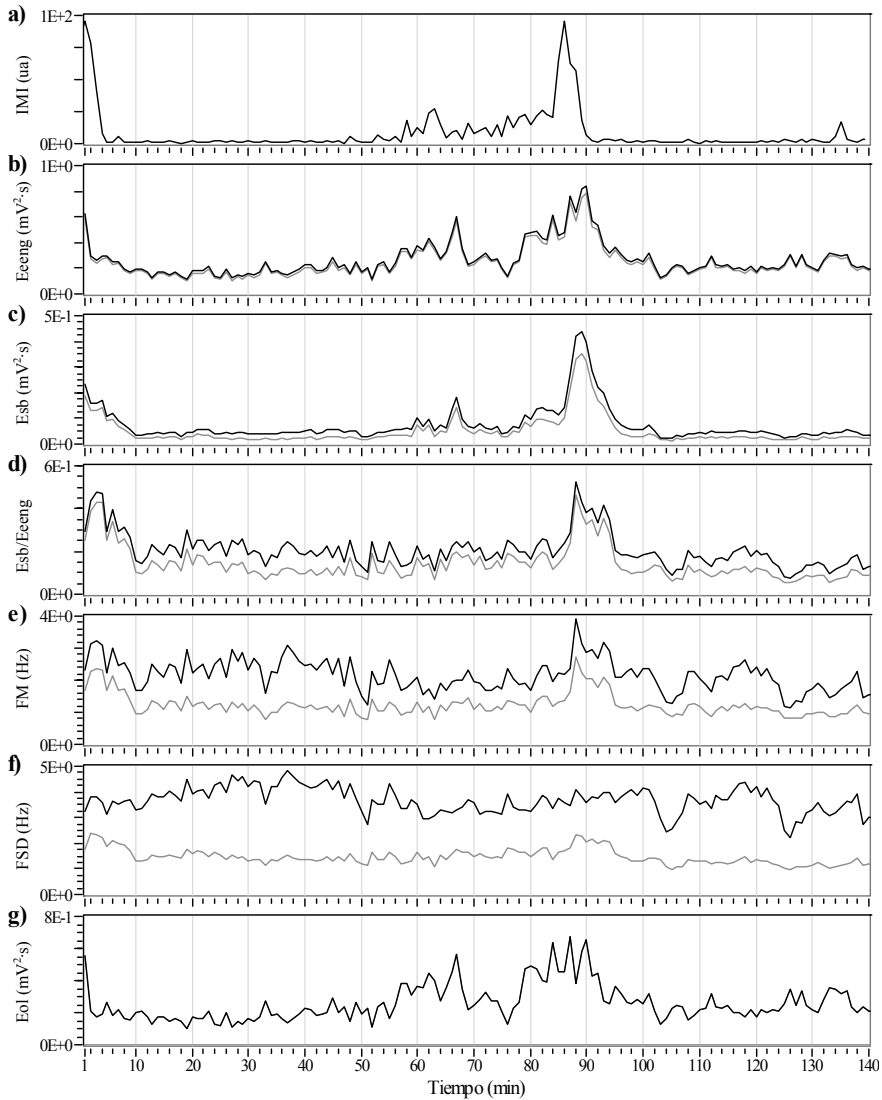
Se observa la fase III de un CMMI anterior y un CMMI completo.

**SUJETO 2 SESIÓN 2**

**Figura 8.7.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 2.2

**Duración** 131 minutos.

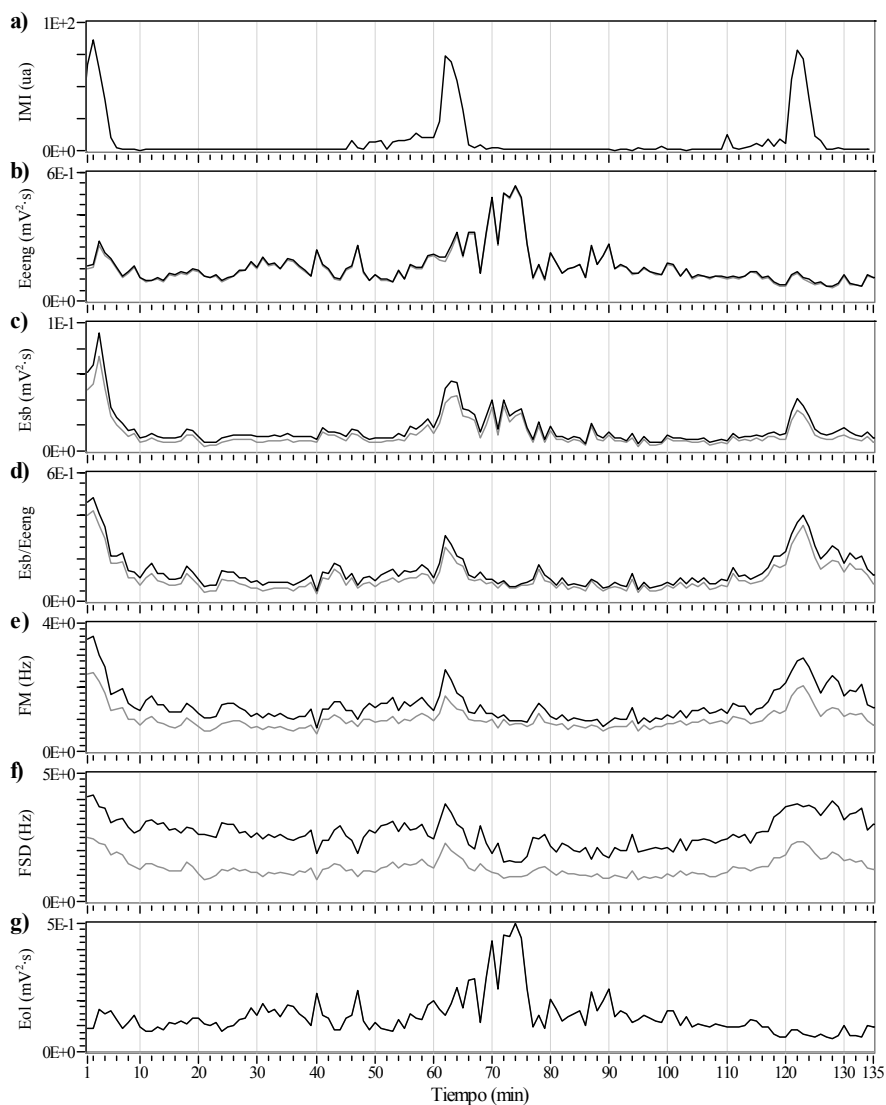
Se observa un primer CMMI iniciada la fase II y un segundo CMMI completo.

**SUJETO 3 SESIÓN 1**

**Figura 8.8.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 3.1

**Duración** 140 minutos.

Se aprecia el final de un CMMI previo, un CMMI completo, y un segundo CMMI hasta iniciada la fase II.

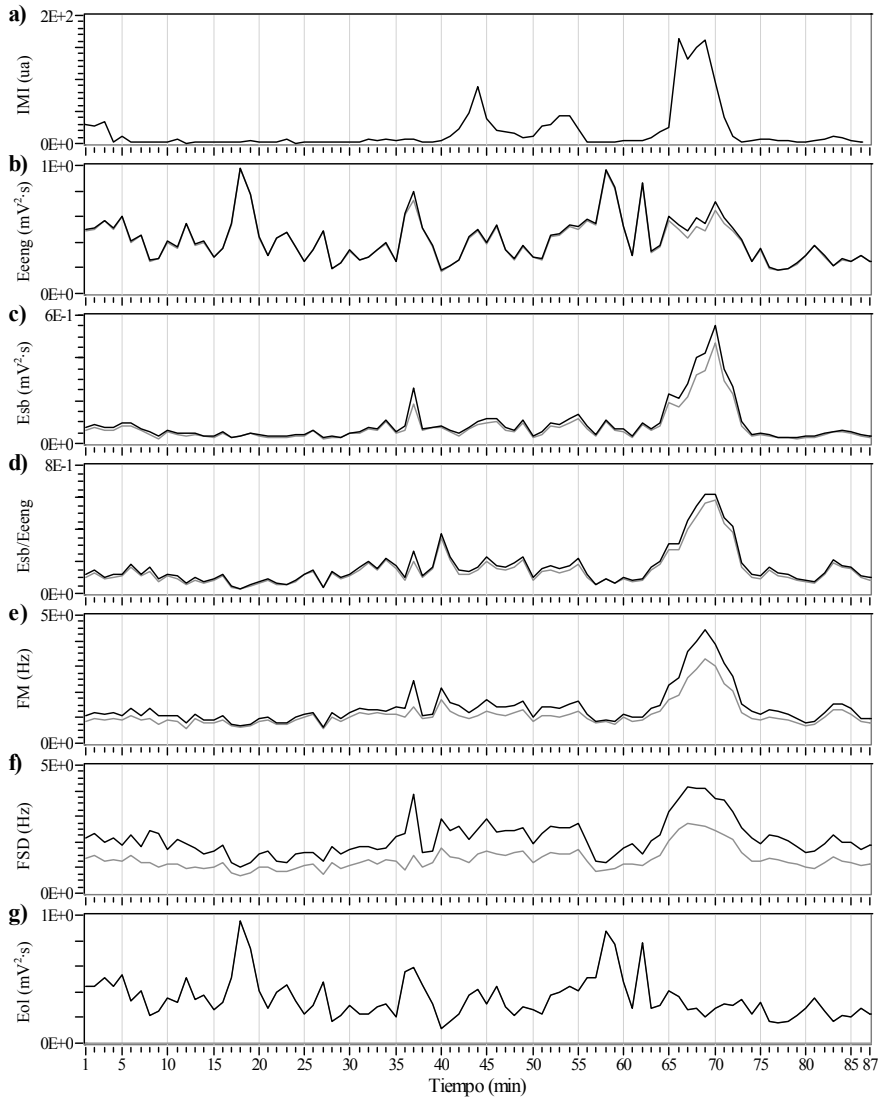
**SUJETO 3 SESIÓN 2**

**Figura 8.9.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 3.2

Duración 135 minutos.

Se aprecia el final de un CMMI y dos CMMIs completos adicionales.

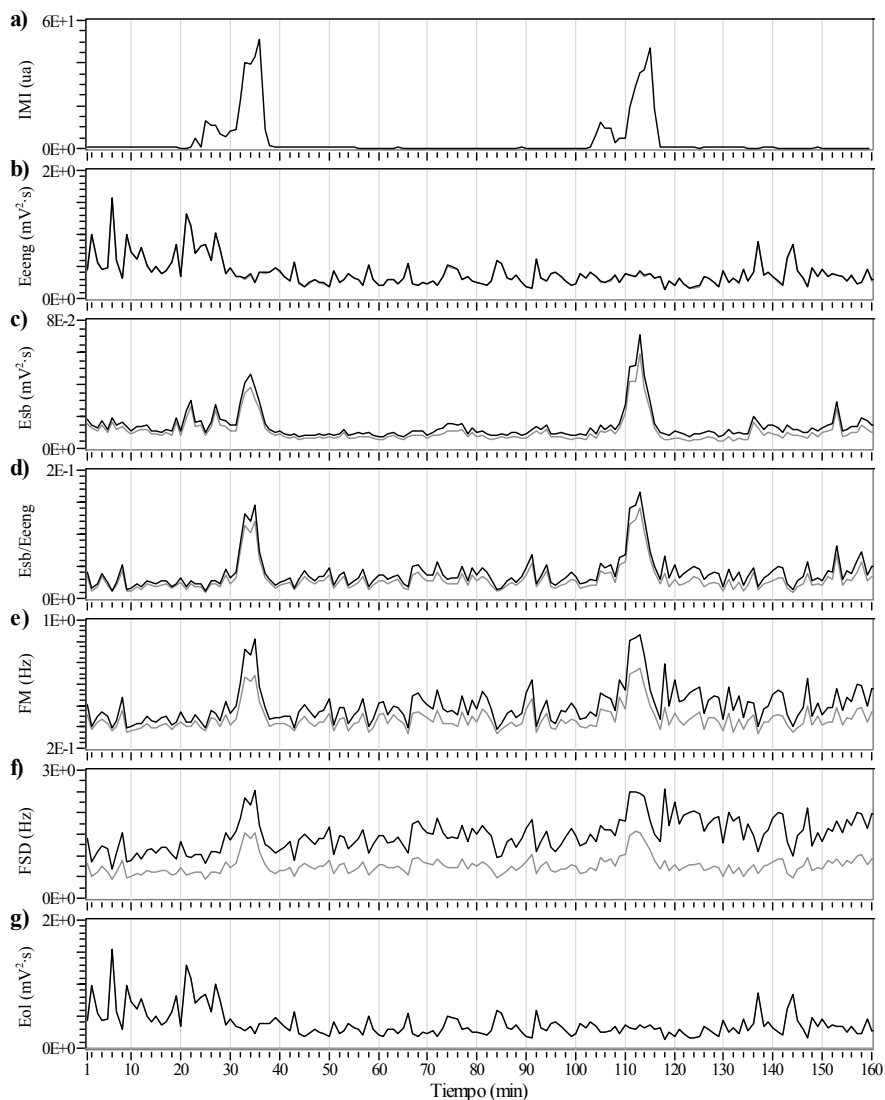
**SUJETO 3 SESIÓN 3**



**Figura 8.10.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 3.3

Duración 87 minutos.

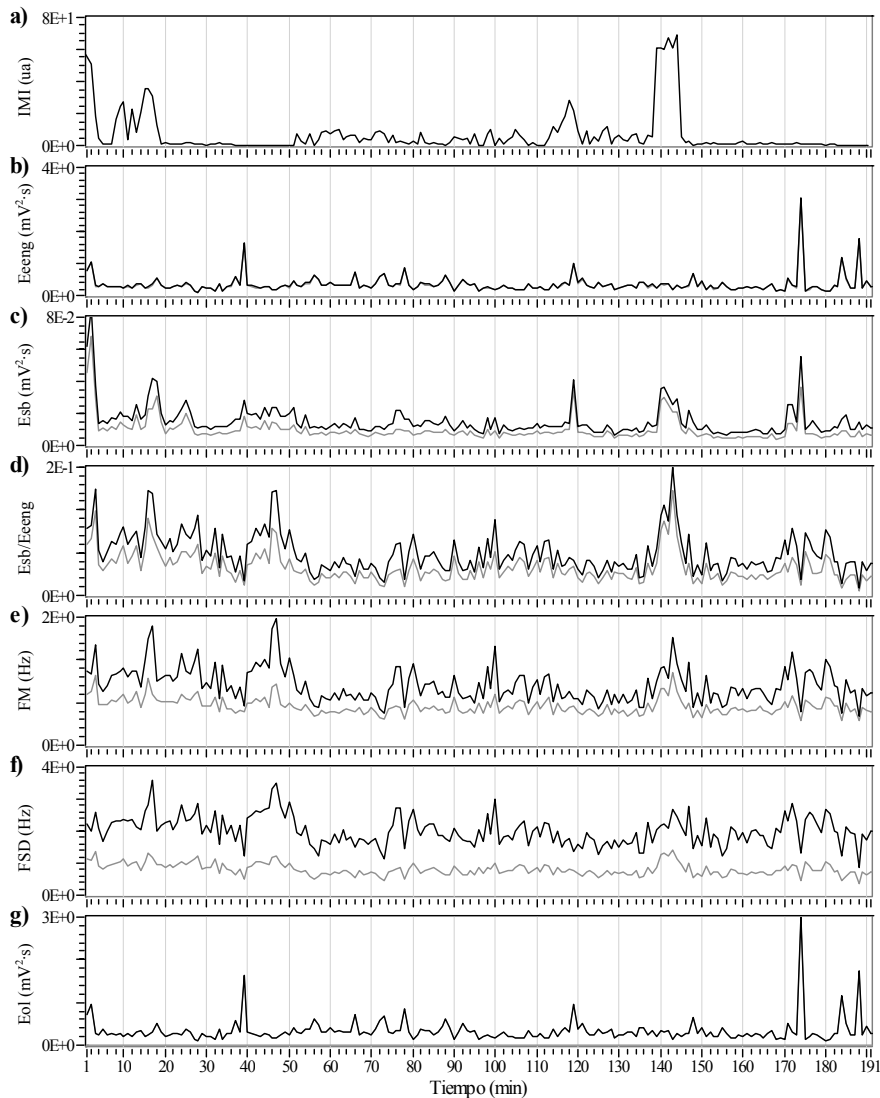
Se registró un CMMI iniciada la fase I

**SUJETO 4 SESIÓN 1**

**Figura 8.11.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEng superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 4.1

Duración 162 minutos.

Se aprecia un primer CMMI iniciada su fase I y un segundo CMMI completo.

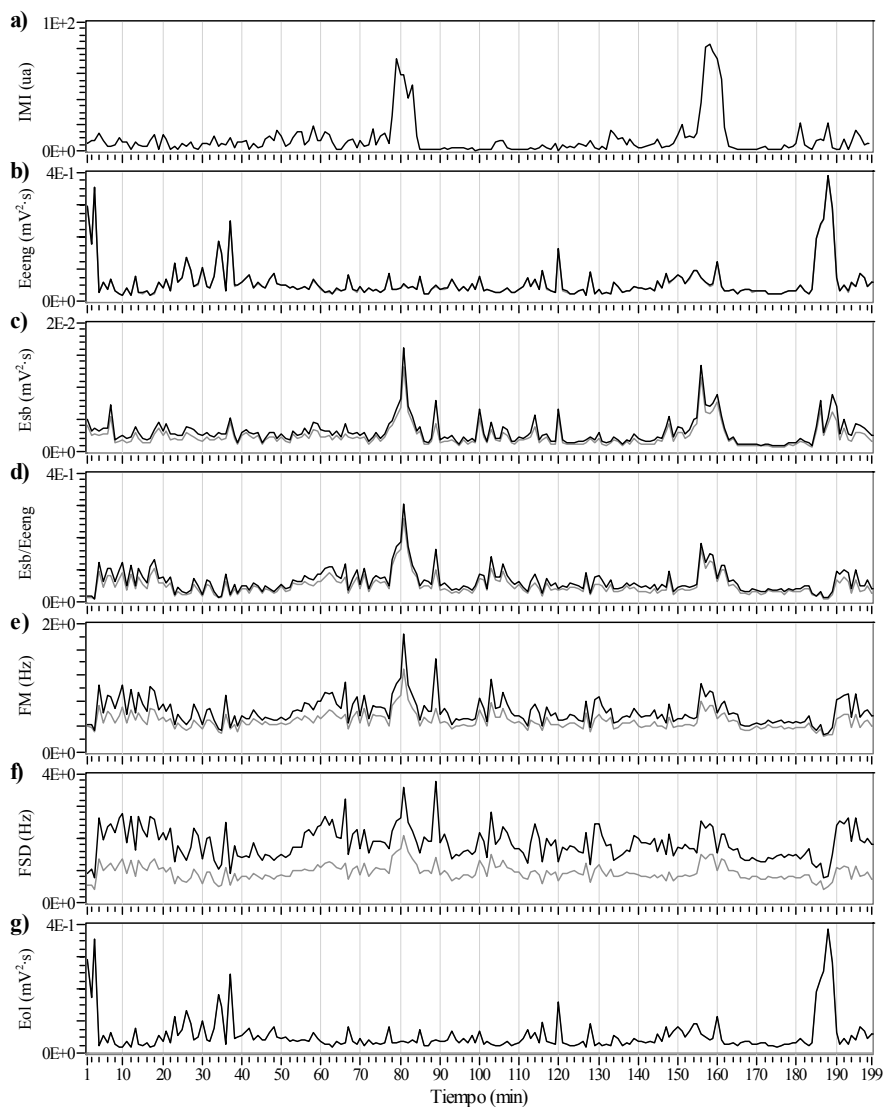
**SUJETO 4 SESIÓN 2**

**Figura 8.12.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencial, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 4.2

Duración 192 minutos.

Se observa el final de un CMMI previo y un CMMI completo.

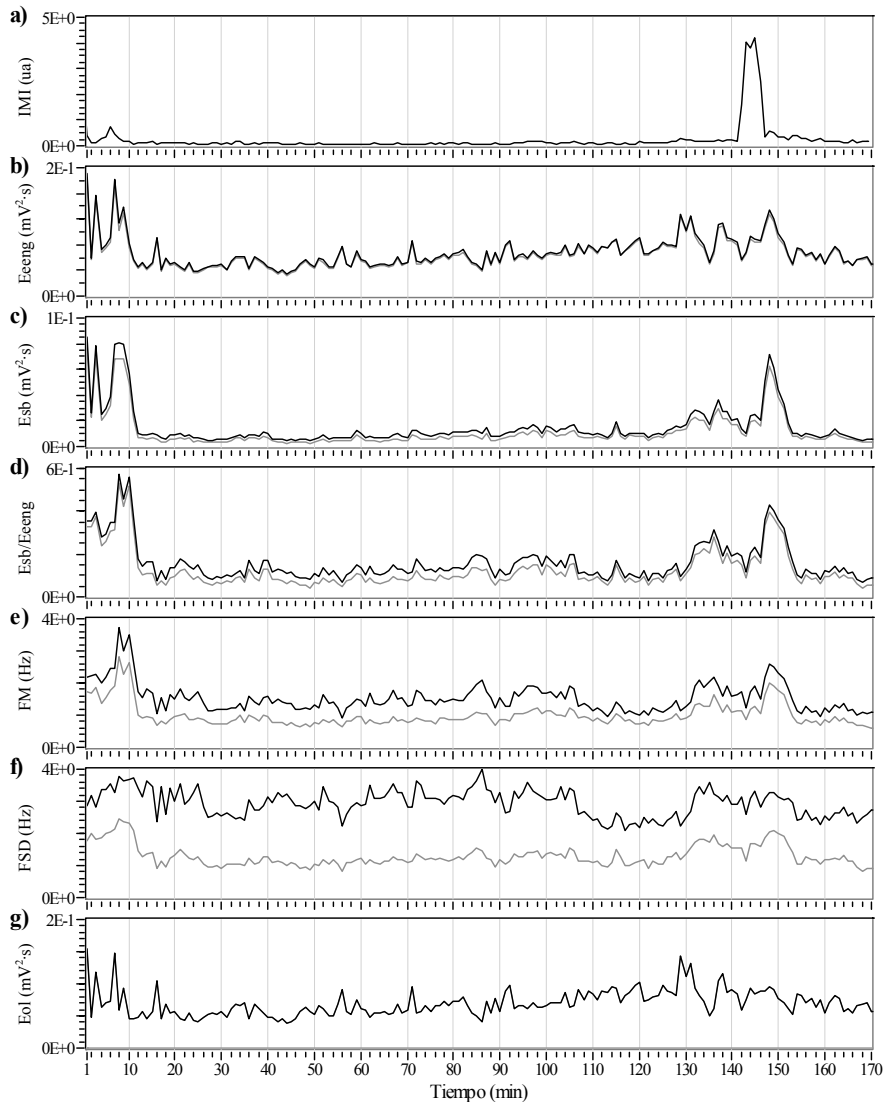


**SUJETO 4 SESIÓN 3**

**Figura 8.13.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 4.3

Duración 201 minutos.

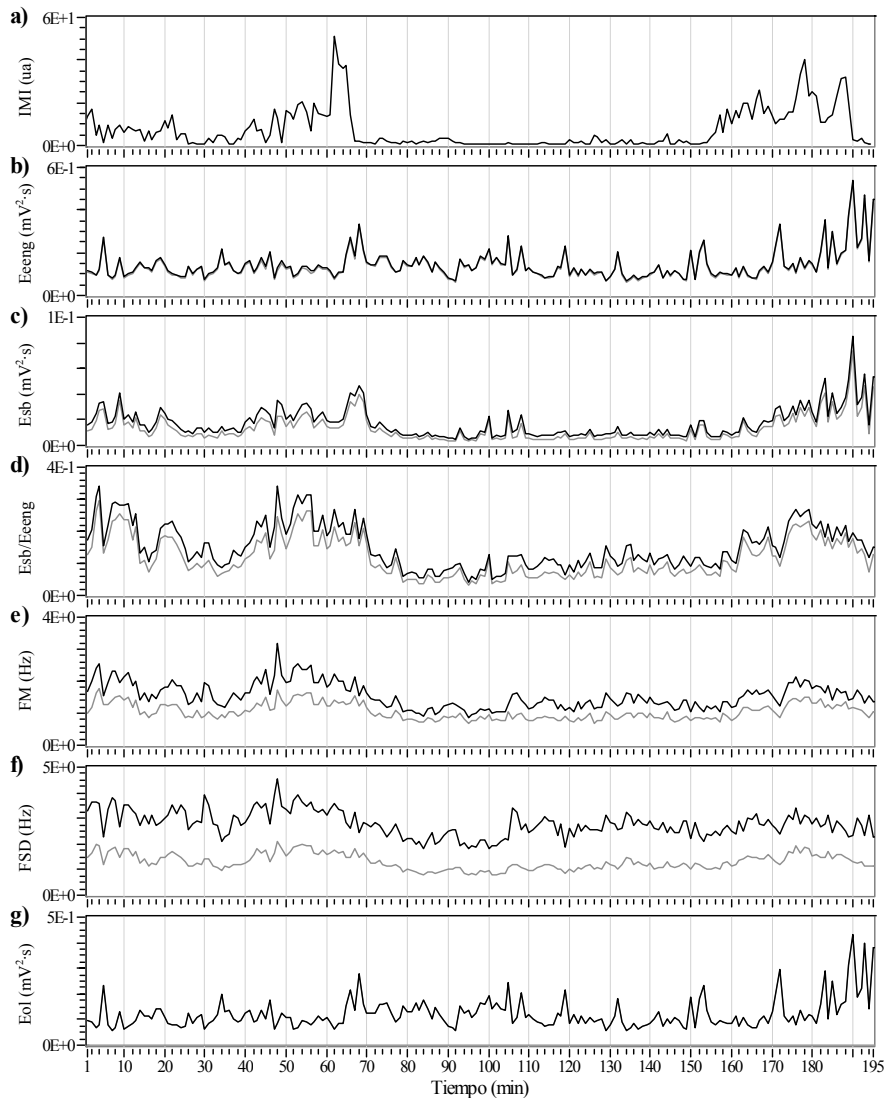
Se observan dos CMMIs completos.

**SUJETO 5 SESIÓN 1**

**Figura 8.14.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencial, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 5.1

Duración 170 minutos.

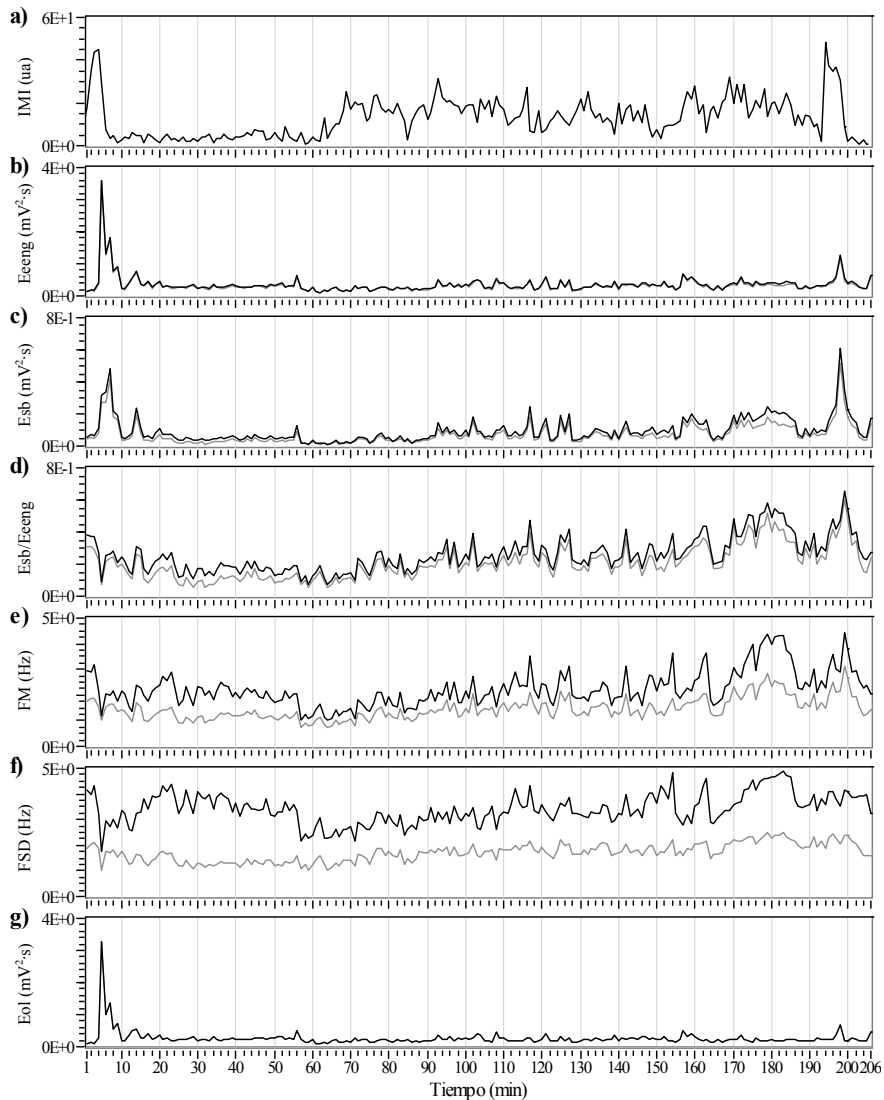
Se observa un CMMI completo, en superficie también se aprecia el final del CMMI anterior.

**SUJETO 5 SESIÓN 2**

**Figura 8.15.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 5.2

Duración 195 minutos.

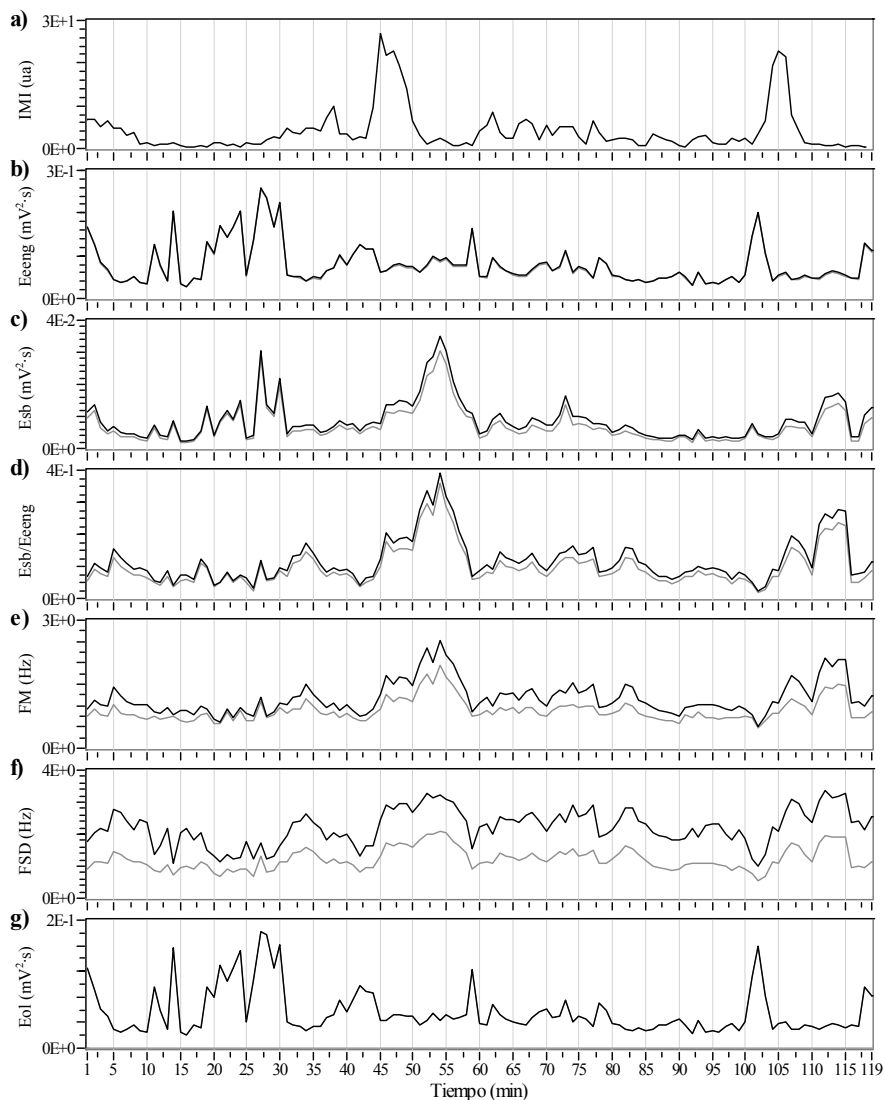
Se aprecia un primer CMMI iniciada su fase II y un segundo CMMI completo.

**SUJETO 5 SESIÓN 3**

**Figura 8.16.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencial, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 5.3

Duración 206 minutos.

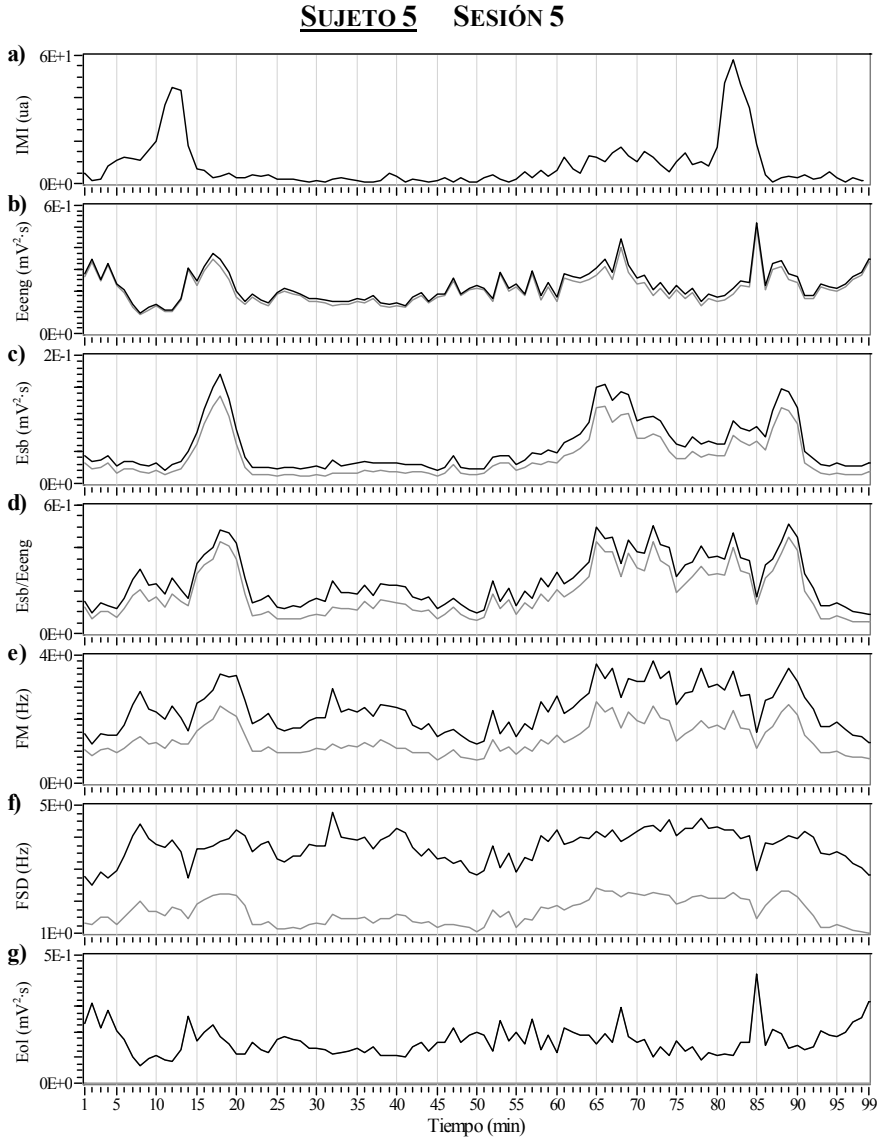
Se observa el final de un CMMI previo y un CMMI completo.

**SUJETO 5 SESIÓN 4**

**Figura 8.17.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 5.4

Duración 119 minutos.

Se observa un primer CMMI iniciada su fase II y un segundo CMMI completo.



**Figura 8.18.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencial, b-g) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris, de la sesión 5.5

Duración 99 minutos.

Se observa el final de la fase II, y fase III de un primer CMMI y un segundo CMMI completo.

## 8.2. Correlación Parámetros Espectrales Superficie-IMI Interno

Para evaluar la relación existente entre los distintos parámetros espectrales del EEnG registrado en superficie abdominal (definidos en el apartado 6.5.1) y el grado de actividad motora intestinal, se obtendrá el coeficiente de correlación entre los parámetros espectrales obtenidos para cada minuto de registro y el índice de motilidad intestinal (IMI) (definido en apartado 6.5.2) para cada sesión de registro.

Las tablas 8.1-8.5, recogen los coeficientes de correlación obtenidos para cada sujeto en estudio considerando un límite superior en frecuencia del EEnG de 20Hz.

**Tabla 8.1.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) e IMI del sujeto 1.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 1.1</b>	183	0.22	0.63	0.34	0.18	0.04	0.08
<b>Sesión 1.2</b>	242	0.17	0.70	0.62	0.47	0.23	-0.04
<b>Sesión 1.3</b>	141	0.30	0.61	0.43	0.29	0.10	0.19
<b>Sesión 1.4</b>	251	0.10	0.66	0.48	0.43	0.30	-0.08
<b>Sesión 1.5</b>	201	-0.05	0.51	0.44	0.36	0.28	-0.09
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.15±0.13</b>	<b>0.62±0.07</b>	<b>0.46±0.10</b>	<b>0.35±0.12</b>	<b>0.19±0.11</b>	<b>0.01±0.12</b>

**Tabla 8.2.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) e IMI del sujeto 2.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 2.1</b>	124	-0.07	0.60	0.50	0.46	0.51	-0.11
<b>Sesión 2.2</b>	131	0.08	0.66	0.55	0.48	0.40	0.03
<b>MEDIA±SD</b>	<b>2</b>	<b>0.01±0.11</b>	<b>0.63±0.04</b>	<b>0.53±0.04</b>	<b>0.47±0.01</b>	<b>0.46±0.08</b>	<b>-0.04±0.10</b>

**Tabla 8.3.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) e IMI del sujeto 3.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 3.1</b>	140	0.59	0.64	0.52	0.28	-0.10	0.48
<b>Sesión 3.2</b>	135	0.14	0.77	0.73	0.68	0.49	-0.01
<b>Sesión 3.3</b>	87	0.27	0.86	0.82	0.86	0.75	-0.10
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.33±0.23</b>	<b>0.76±0.11</b>	<b>0.69±0.15</b>	<b>0.61±0.30</b>	<b>0.38±0.44</b>	<b>0.12±0.31</b>

**Tabla 8.4.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) e IMI del sujeto 4.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 4.1</b>	160	-0.01	0.60	0.56	0.46	0.30	-0.04
<b>Sesión 4.2</b>	191	0.07	0.61	0.49	0.29	0.14	0.05
<b>Sesión 4.3</b>	199	0.05	0.57	0.53	0.37	0.25	0.03
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.04±0.04</b>	<b>0.59±0.02</b>	<b>0.53±0.04</b>	<b>0.37±0.09</b>	<b>0.23±0.08</b>	<b>0.01±0.05</b>

**Tabla 8.5.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) e IMI del sujeto 5.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 5.1</b>	170	0.36	0.33	0.26	0.18	0.04	0.30
<b>Sesión 5.2</b>	195	0.13	0.48	0.58	0.49	0.31	0.03
<b>Sesión 5.3</b>	206	0.30	0.46	0.47	0.30	0.04	0.21
<b>Sesión 5.4</b>	119	-0.11	0.11	0.21	0.26	0.31	-0.13
<b>Sesión 5.5</b>	99	0.13	0.24	0.30	0.25	0.14	0.00
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.16±0.18</b>	<b>0.32±0.15</b>	<b>0.36±0.16</b>	<b>0.30±0.12</b>	<b>0.17±0.14</b>	<b>0.08±0.17</b>

La tabla 8.6 muestra los CC promedio de cada sujeto y el global de todos los sujetos estudiados entre cada parámetro de superficie y el IMI interno.

**Tabla 8.6.** Coeficientes de correlación promedio±sd entre parámetros espectrales de superficie (fcs=20Hz) y IMI de cada sujeto y coeficiente de correlación global.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sujeto 1</b>	5	0.15±0.13	0.62±0.07	0.46±0.10	0.35±0.12	0.19±0.11	0.01±0.12
<b>Sujeto 2</b>	2	0.01±0.11	0.63±0.04	0.53±0.04	0.47±0.01	0.46±0.08	-0.04±0.10
<b>Sujeto 3</b>	3	0.33±0.23	0.76±0.11	0.69±0.15	0.61±0.30	0.38±0.44	0.12±0.31
<b>Sujeto 4</b>	3	0.04±0.04	0.59±0.02	0.53±0.04	0.37±0.09	0.23±0.08	0.01±0.05
<b>Sujeto 5</b>	5	0.16±0.18	0.32±0.15	0.36±0.16	0.30±0.12	0.17±0.14	0.08±0.17
<b>GLOBAL</b>	<b>13</b>	<b>0.14±0.18</b>	<b>0.65±0.09</b>	<b>0.54±0.13</b>	<b>0.43±0.18</b>	<b>0.28±0.22</b>	<b>0.03±0.16</b>

El sujeto 5 no ha sido considerado para el cálculo de los índices de correlación promedio por presentar índices anormalmente bajos por motivos que se detallan en la discusión (apartado 10.1) y que se resolverán en el siguiente apartado (8.3).



Se obtiene un coeficiente de correlación promedio inferior a 0.15 para la energía completa del EEnG y para la energía de la OL. Para el caso de Eol,  $CC=0.03\pm 0.16$ , los resultados reflejan que este parámetro es independiente del IMI interno ( $p<0.05$ ). Sin embargo, la energía en el rango de los SB (Esb) y su versión normalizada (Esb/Eeeng) presentan una mejor correlación obteniéndose valores promedio de 0.65 y 0.54. Destacar que estos parámetros además son los que presentan una menor variabilidad (desviación estándar de 0.09 y 0.13 respectivamente). Por otro lado, los parámetros de frecuencia (FM y FSD) muestran una correlación más moderada e inferior a 0.5 (0.43 y 0.28) respectivamente.

Las tablas 8.7-8.11, recogen los coeficientes de correlación obtenidos para cada sujeto en estudio considerando un límite superior en frecuencia del EEnG de 9Hz

**Tabla 8.7.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) e IMI del sujeto 1.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 1.1</b>	183	0.20	0.64	0.42	0.40	0.40	0.08
<b>Sesión 1.2</b>	242	0.15	0.70	0.66	0.64	0.61	-0.04
<b>Sesión 1.3</b>	141	0.29	0.61	0.46	0.45	0.45	0.19
<b>Sesión 1.4</b>	251	0.06	0.66	0.49	0.47	0.46	-0.08
<b>Sesión 1.5</b>	201	-0.06	0.52	0.46	0.43	0.48	-0.09
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.13±0.13</b>	<b>0.62±0.07</b>	<b>0.50±0.09</b>	<b>0.48±0.09</b>	<b>0.48±0.08</b>	<b>0.01±0.12</b>

**Tabla 8.8.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) e IMI del sujeto 2.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 2.1</b>	124	-0.08	0.59	0.49	0.42	0.50	-0.11
<b>Sesión 2.2</b>	131	0.07	0.63	0.58	0.55	0.61	0.03
<b>MEDIA±SD</b>	<b>2</b>	<b>-0.01±0.11</b>	<b>0.61±0.03</b>	<b>0.54±0.06</b>	<b>0.49±0.09</b>	<b>0.56±0.08</b>	<b>-0.04±0.10</b>

**Tabla 8.9.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) e IMI del sujeto 3.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 3.1</b>	140	0.59	0.65	0.59	0.56	0.53	0.48
<b>Sesión 3.2</b>	135	0.11	0.75	0.75	0.74	0.69	-0.01
<b>Sesión 3.3</b>	87	0.21	0.85	0.82	0.85	0.81	-0.10
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.30±0.25</b>	<b>0.75±0.10</b>	<b>0.72±0.12</b>	<b>0.72±0.15</b>	<b>0.68±0.14</b>	<b>0.12±0.31</b>

**Tabla 8.10.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) e IMI del sujeto 4.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 4.1</b>	160	-0.01	0.61	0.60	0.54	0.55	-0.04
<b>Sesión 4.2</b>	191	0.07	0.68	0.63	0.52	0.50	0.05
<b>Sesión 4.3</b>	199	0.04	0.61	0.58	0.49	0.51	0.03
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.03±0.04</b>	<b>0.63±0.04</b>	<b>0.60±0.03</b>	<b>0.52±0.03</b>	<b>0.52±0.03</b>	<b>0.01±0.05</b>

**Tabla 8.11.** Coeficientes de correlación entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) e IMI del sujeto 5.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sesión 5.1</b>	170	0.36	0.33	0.27	0.25	0.30	0.30
<b>Sesión 5.2</b>	195	0.12	0.48	0.61	0.61	0.6	0.03
<b>Sesión 5.3</b>	206	0.29	0.48	0.53	0.48	0.54	0.21
<b>Sesión 5.4</b>	119	-0.12	0.08	0.19	0.22	0.33	-0.13
<b>Sesión 5.5</b>	99	0.12	0.25	0.32	0.30	0.36	0.00
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.15±0.19</b>	<b>0.32±0.17</b>	<b>0.38±0.18</b>	<b>0.37±0.17</b>	<b>0.43±0.13</b>	<b>0.08±0.17</b>

La tabla 8.12 muestra los CC promedio±sd de cada sujeto y del global de todos los sujetos estudiados entre cada parámetro de superficie y el IMI interno.

**Tabla 8.12.** Coeficientes de correlación promedio±sd entre parámetros espectrales de superficie (fcs=9Hz) y IMI de cada sujeto y coeficiente de correlación global.

	N	Eeeng	Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD	Eol
<b>Sujeto 1</b>	5	0.13±0.13	0.62±0.07	0.50±0.09	0.48±0.09	0.48±0.08	0.01±0.12
<b>Sujeto 2</b>	2	-0.01±0.11	0.61±0.03	0.54±0.06	0.49±0.09	0.56±0.08	-0.04±0.10
<b>Sujeto 3</b>	3	0.30±0.25	0.75±0.10	0.72±0.12	0.72±0.15	0.68±0.14	0.12±0.31
<b>Sujeto 4</b>	3	0.03±0.04	0.63±0.04	0.60±0.03	0.52±0.03	0.52±0.03	0.01±0.05
<b>Sujeto 5</b>	5	0.15±0.19	0.32±0.17	0.38±0.18	0.37±0.17	0.43±0.13	0.08±0.17
<b>GLOBAL</b>	<b>13</b>	<b>0.13±0.17</b>	<b>0.65±0.08</b>	<b>0.58±0.12</b>	<b>0.54±0.12</b>	<b>0.55±0.11</b>	<b>0.03±0.16</b>

Como se comentó anteriormente, el sujeto 5 no ha sido considerado para el cálculo de los índices de correlación promedio por presentar índices anormalmente bajos por motivos que se detallan en la discusión (apartado 10.1) y que se resolverán en el siguiente apartado (8.3).

Al igual que ocurría con los parámetros calculados para límite en frecuencia 20Hz, Esb y Esb/Eeeng presentan los coeficientes de correlación más elevados alcanzando los 0.65 y 0.58 como índices promedio. Además con el límite superior en frecuencia fijado en 9 Hz, los parámetros FM y FSD alcanzan índices de correlación promedio superiores a 0.5, concretamente se obtienen 0.54 y 0.55 respectivamente. Nuevamente la energía de la OL y del Eeeng completo presentan la peor correlación con el índice de actividad motora interno.

Si se comparan las tablas 8.6 y 8.12 se observa como, lógicamente, la correlación promedio obtenida para la energía en el rango de la OL (0.03) no se ve afectada. El hecho de aumentar el ancho de banda considerado no modifica la correlación obtenida para Esb. Sin embargo, el resto de parámetros aumenta la correlación obtenida con el índice de actividad contráctil al reducir el ancho de banda considerado de 20 Hz a 9 Hz. Eeeng aumenta en 0.01, Esb/Eeeng pasa de 0.54 a 0.58, mientras que los que se incrementan en mayor medida son FM y FSD que pasan de 0.43 y 0.28, a 0.54 y 0.55 respectivamente. Lo que demuestra que el estudio señal-interferencia del apartado 7.5 es de gran utilidad para mejorar la relación entre los parámetros de superficie y el IMI interno.

### **8.3. Correlación Cruzada Señal Superficie-Internas**

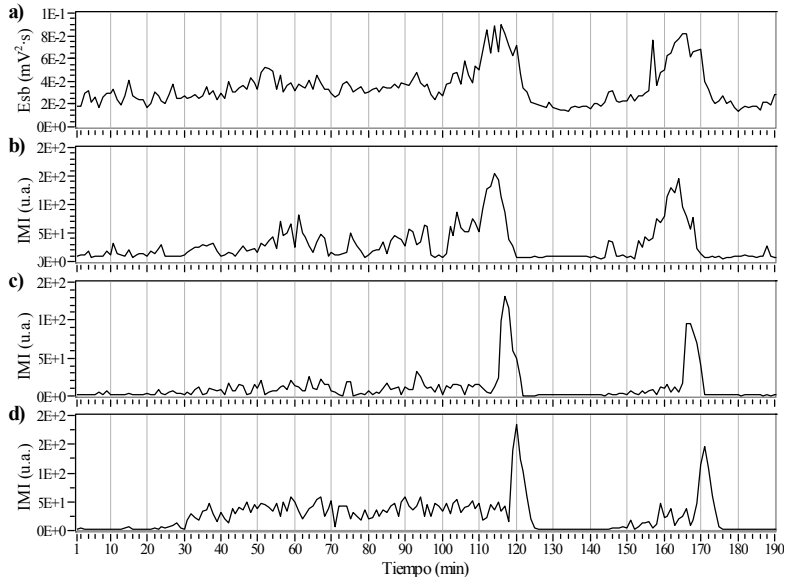
En algunas sesiones de registro (apartado 8.1) se observa un ligero desfase temporal entre la actividad que reflejan los parámetros espectrales de superficie y el índice de motilidad interno de referencia (p.e. figuras 8.2 y 8.8). La función de coeficientes de correlación (FCC[k], apartado 6.5.4) permite estudiar la correlación existente entre ambas series de datos al realizar un desplazamiento de una serie respecto de la otra.

También se calculará la FCC[k] entre cada parámetro de superficie y dos canales internos adicionales situados oral y distalmente respecto al de referencia.

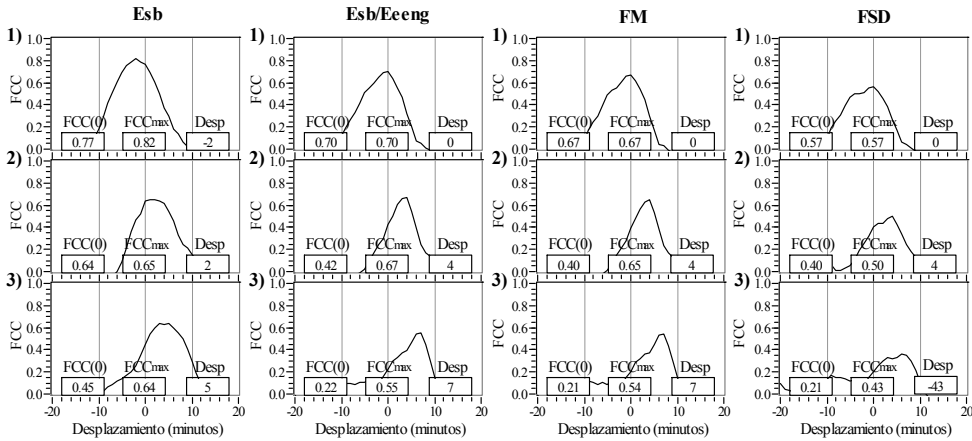
Las figuras 8.19, 8.21...8.51 y 8.53 trazas b, c y d muestran como el IMI intestinal de los distintos puntos de registro interno sigue la evolución característica de la actividad contráctil en estado de ayunas, el CMMI trasladándose a lo largo del intestino. A la evolución temporal de la Esb ( $f_{cs}^{SB}=9$  Hz) de la señal de superficie (traza a) y al IMI de referencia (traza c), mostradas en el apartado 8.1, se incorporan la evolución temporal del IMI de los puntos de registro internos situados oral y distalmente.

Las figuras 8.20, 8.22...8.52 y 8.54 muestran las FCC[k] obtenidas entre los parámetros espectrales de superficie que en el apartado anterior (8.2) presentaban una correlación superior al 0.5 (Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD para  $f_{cs}^{SB}=9$  Hz) y los IMI de los 3 canales internos. Asimismo, incluyen la correlación obtenida para desplazamiento nulo (FCC[0]), la máxima correlación existente (FCCmax) y el desplazamiento necesario para obtener dicha correlación (Desp).

**SUJETO 1 SESIÓN 1**

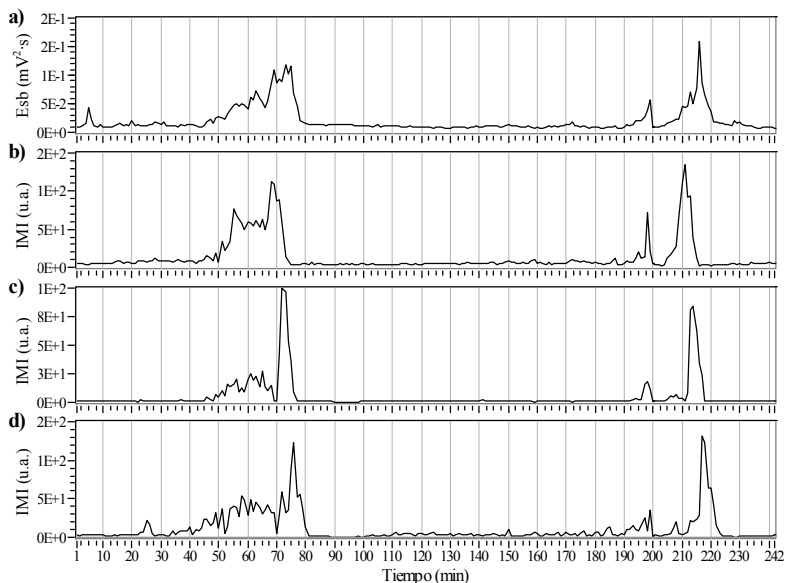


**Figura 8.19.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 1.1

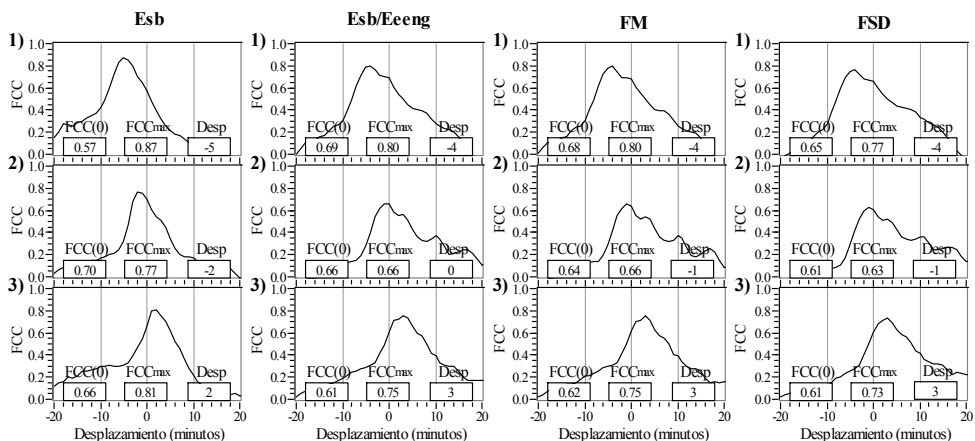


**Figura 8.20.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 1.1.

**SUJETO 1 SESIÓN 2**

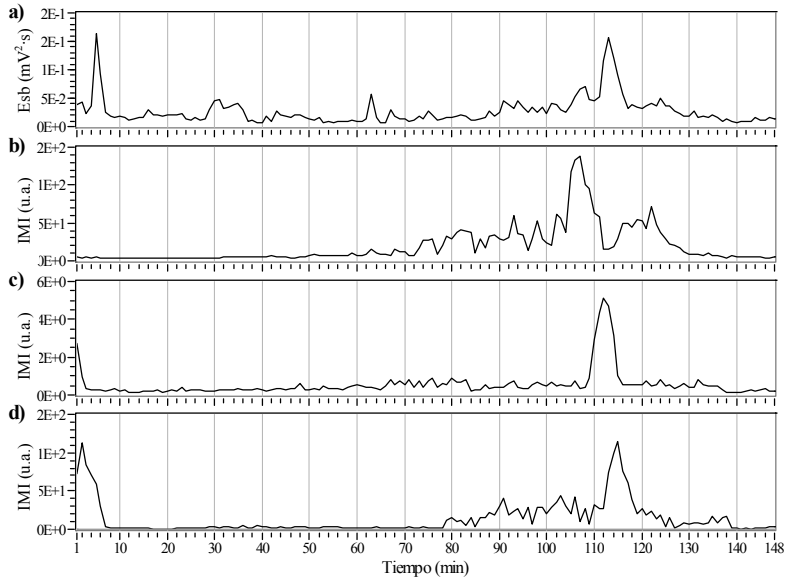


**Figura 8.21.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 1.2

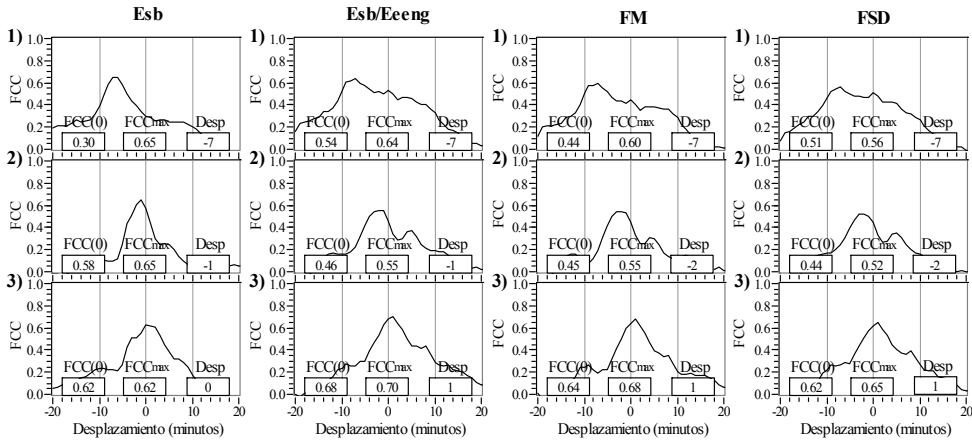


**Figura 8.22.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 1.2.

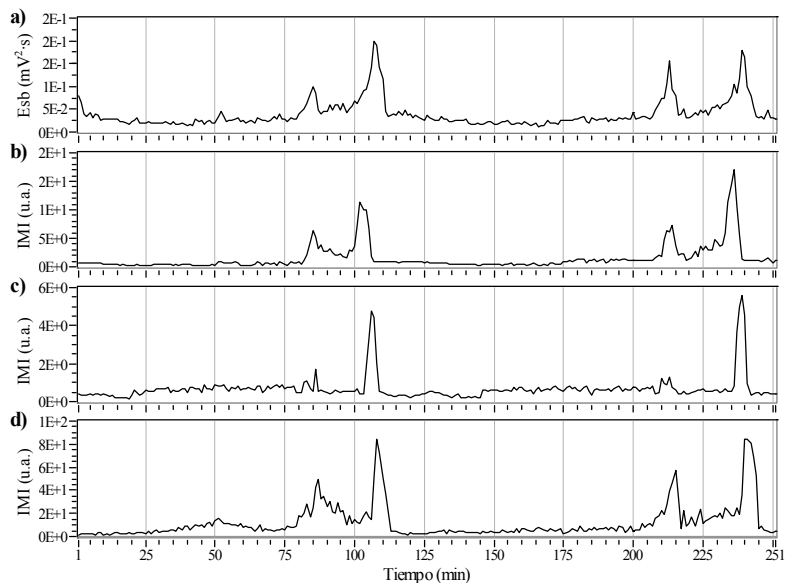
**SUJETO 1 SESIÓN 3**



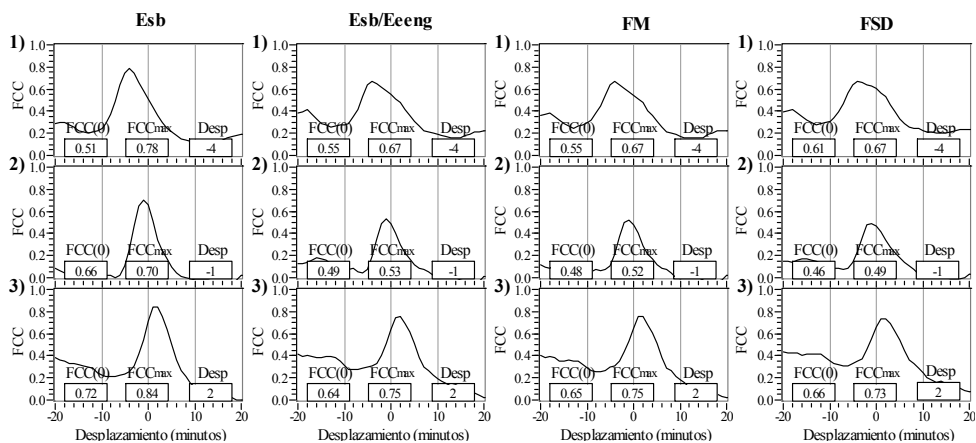
**Figura 8.23.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 1.3



**Figura 8.24.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 1.3.

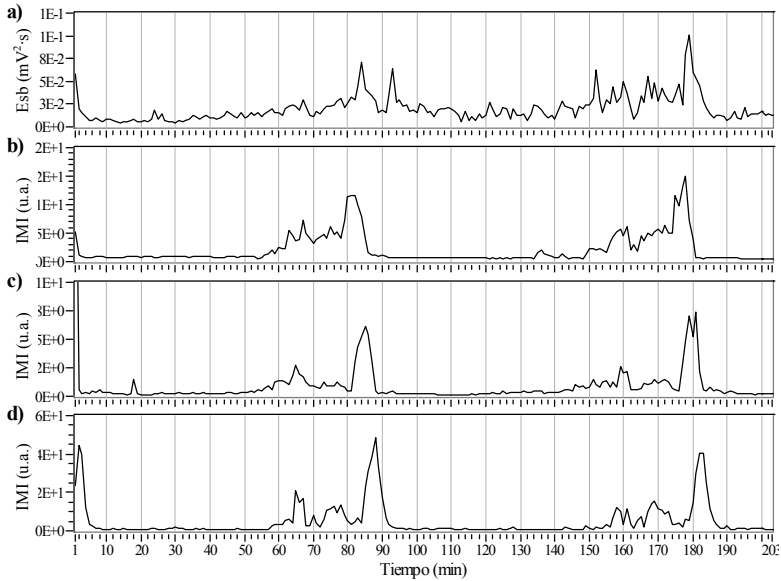
**SUJETO 1 SESIÓN 4**

**Figura 8.25.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 1.4

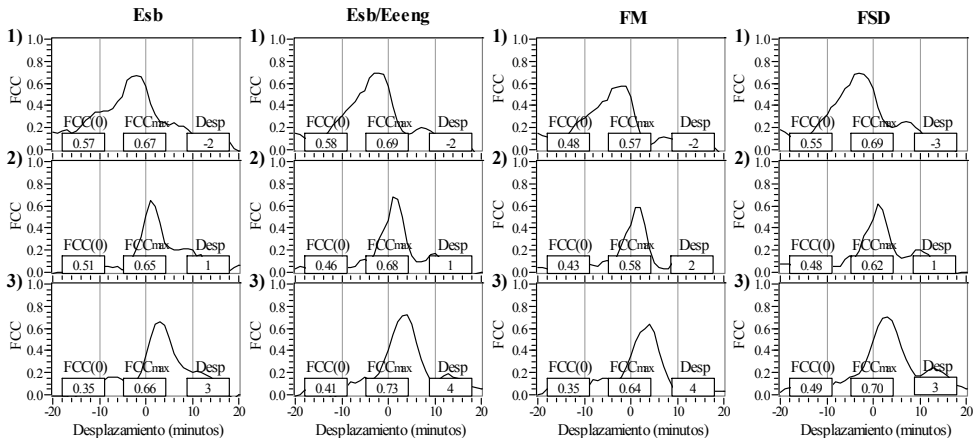


**Figura 8.26.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 1.4.

**SUJETO 1 SESIÓN 5**

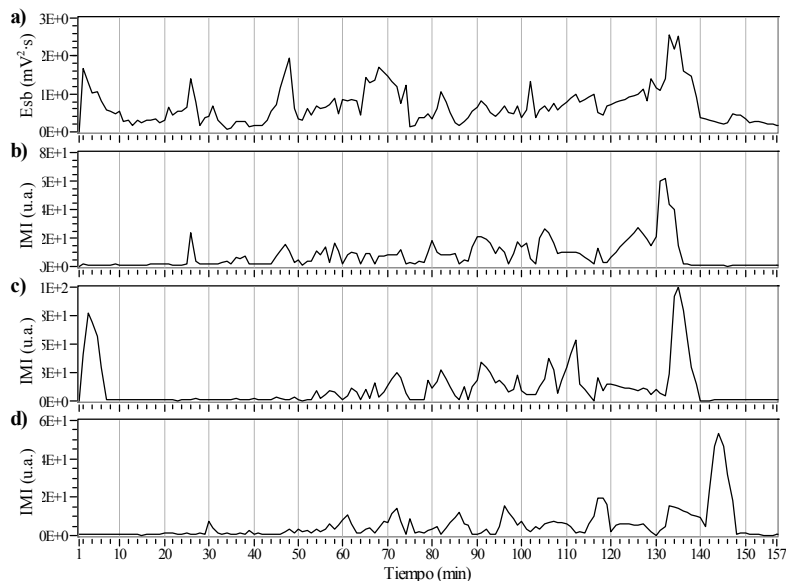


**Figura 8.27.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 1.5

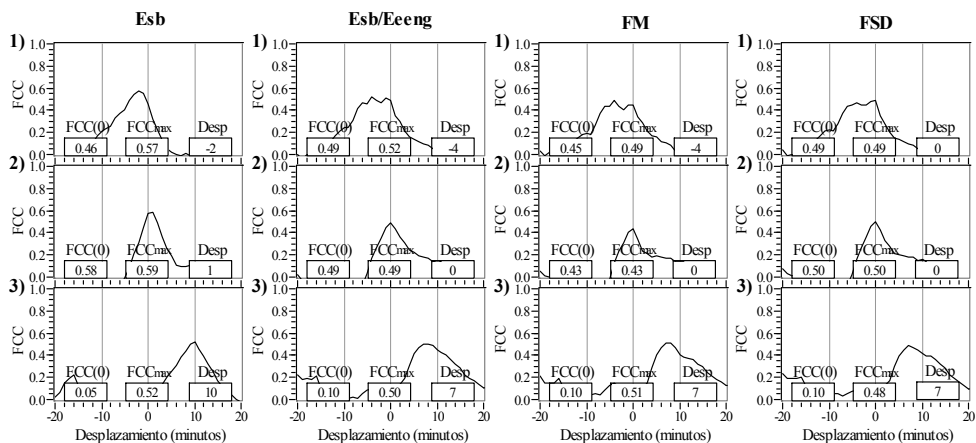


**Figura 8.28.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 1.5.



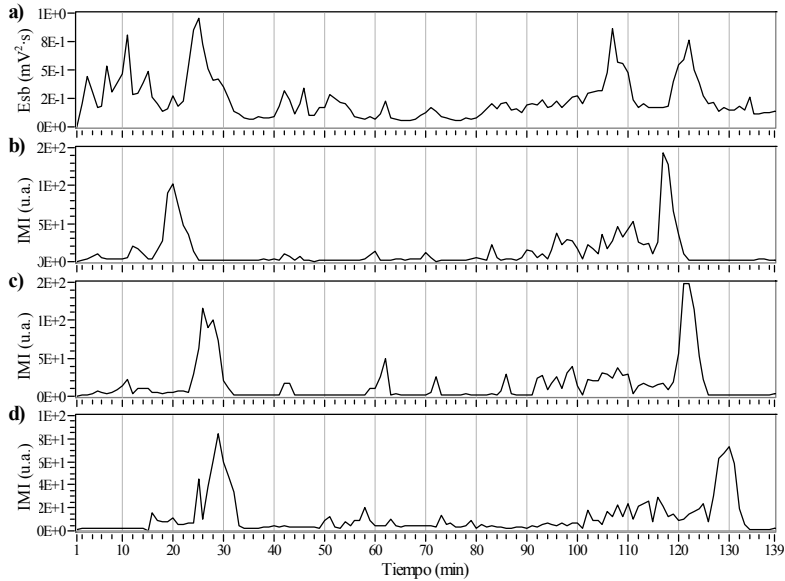
**SUJETO 2 SESIÓN 1**

**Figura 8.29.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 2.1

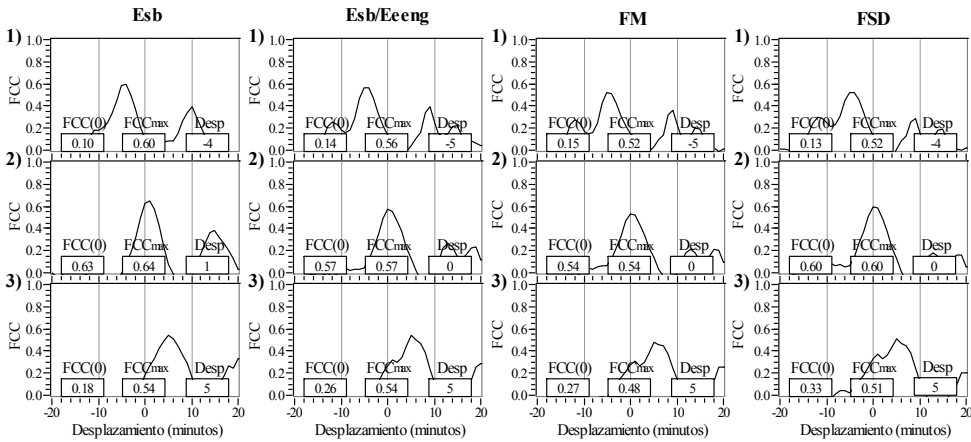


**Figura 8.30.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 2.1.

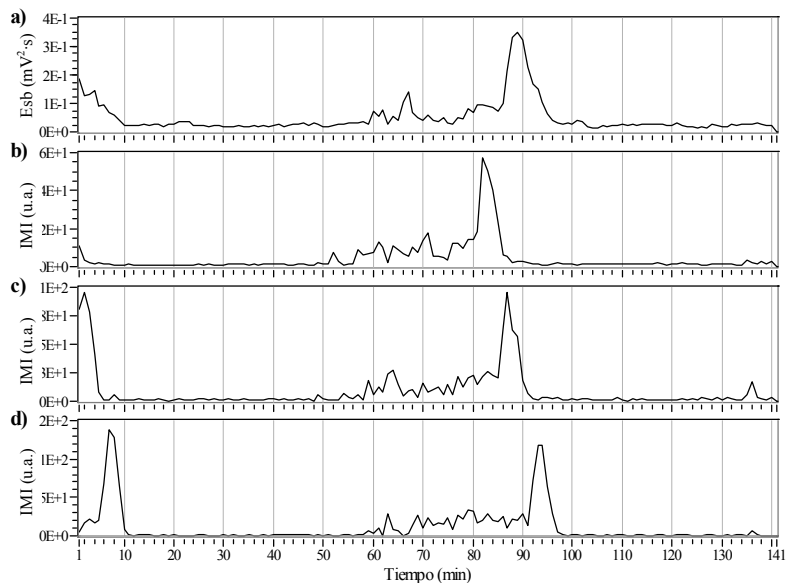
**SUJETO 2 SESIÓN 2**



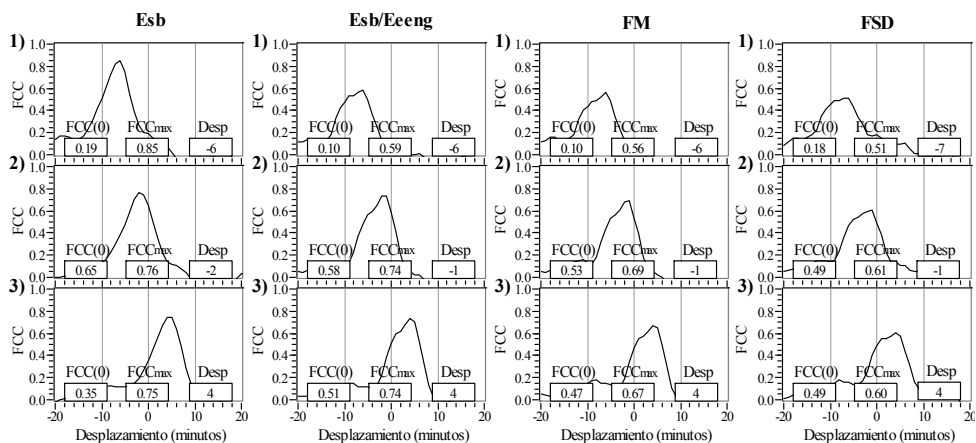
**Figura 8.31.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 2.2



**Figura 8.32.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 2.2.

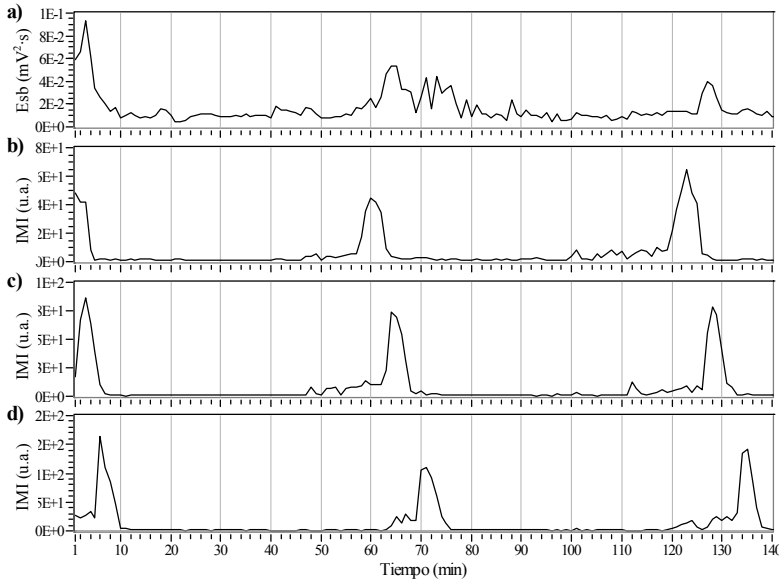
**SUJETO 3 SESIÓN 1**

**Figura 8.33.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 3.1

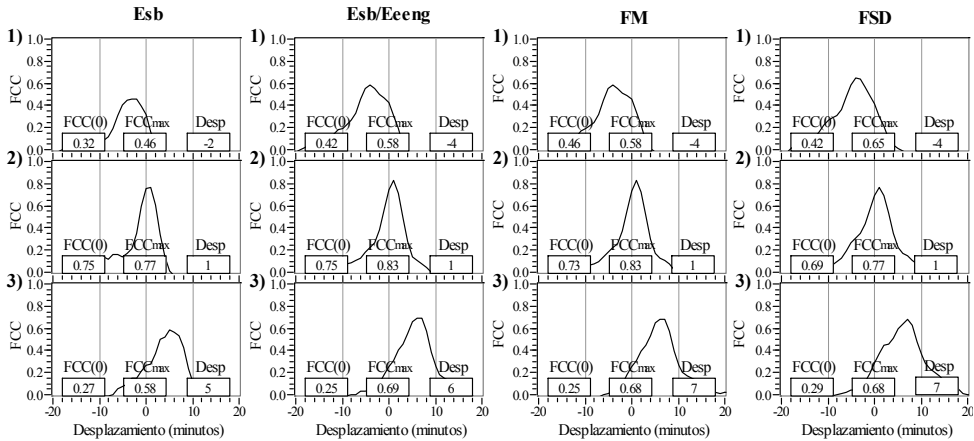


**Figura 8.34.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 3.1.

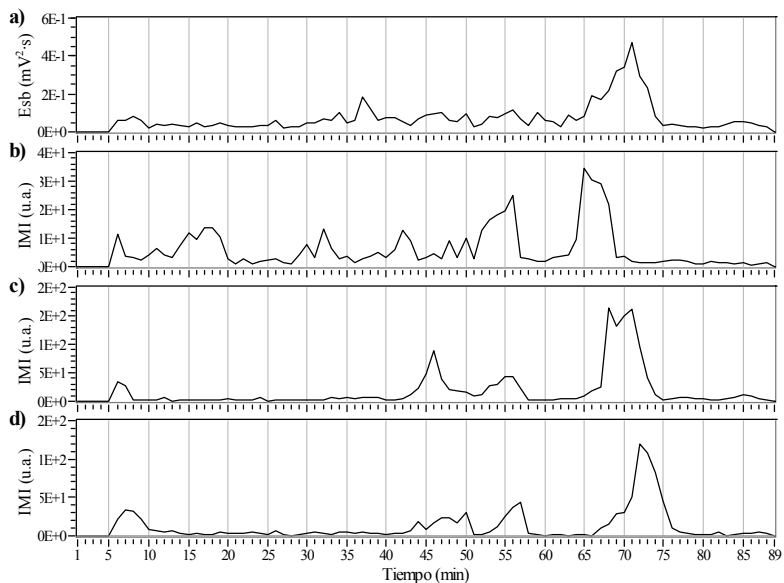
**SUJETO 3 SESIÓN 2**



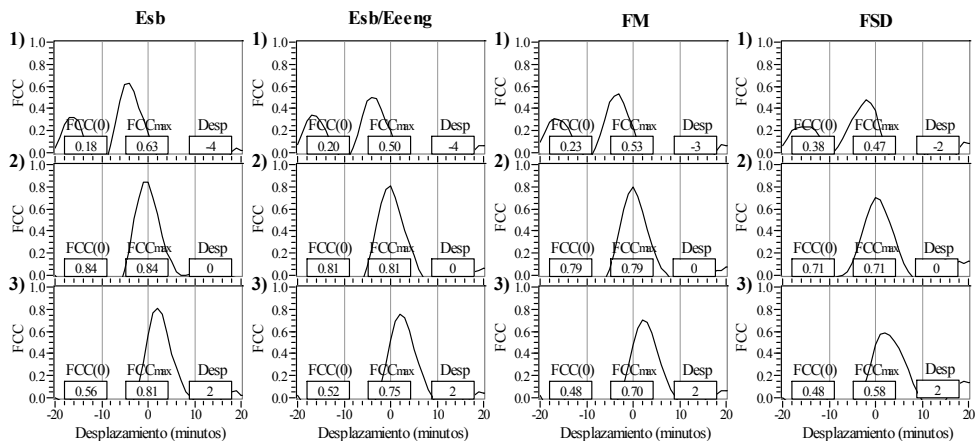
**Figura 8.35.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 3.2



**Figura 8.36.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 3.2.

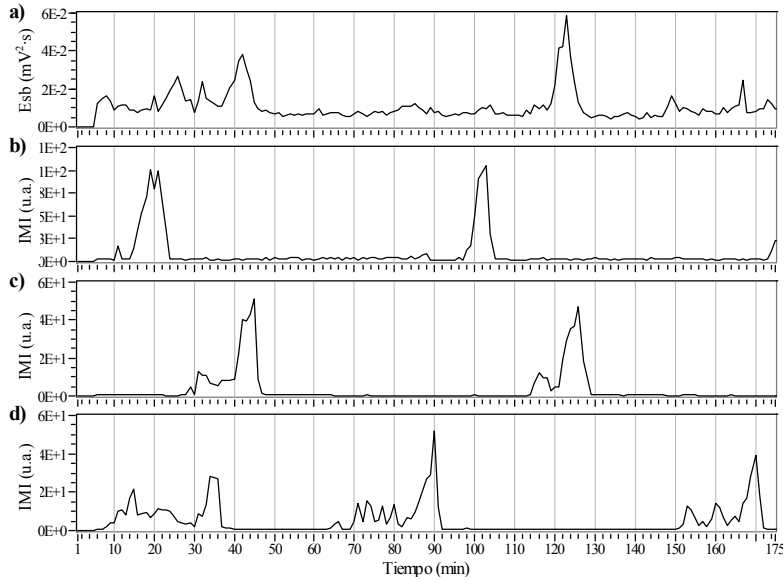
**SUJETO 3 SESIÓN 3**

**Figura 8.37.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 3.3

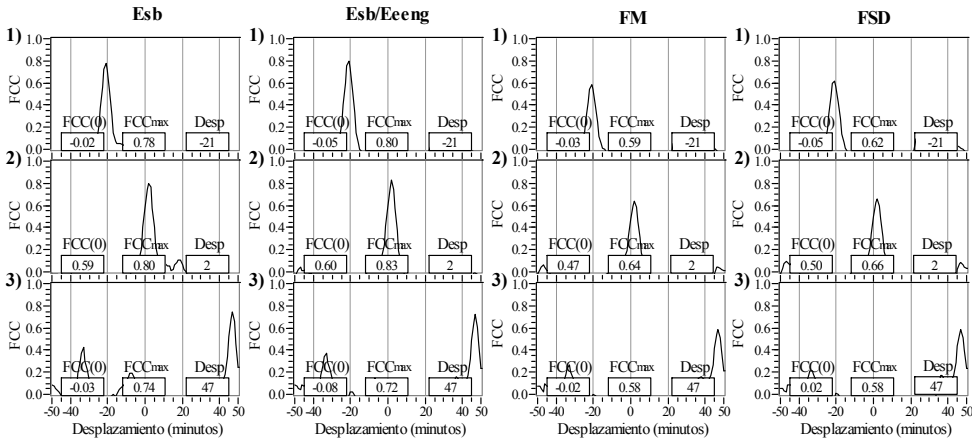


**Figura 8.38.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 3.3.

**SUJETO 4 SESIÓN 1**

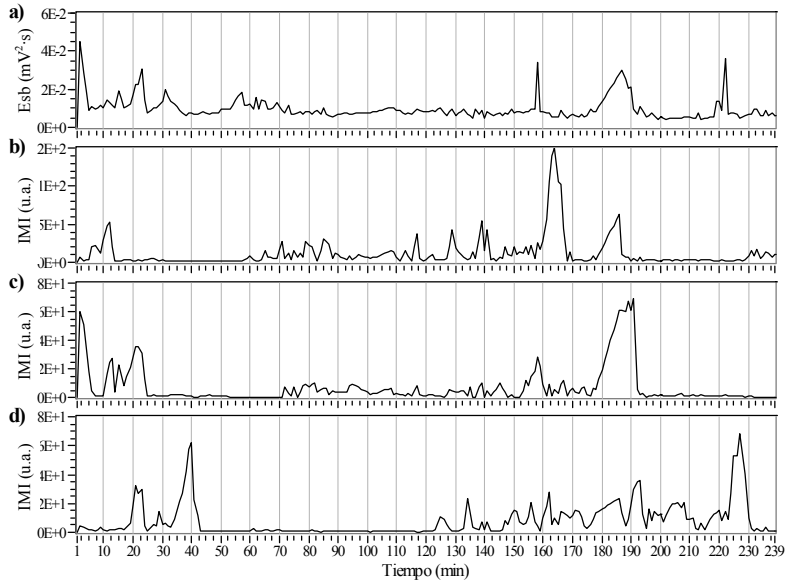


**Figura 8.39.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 4.1

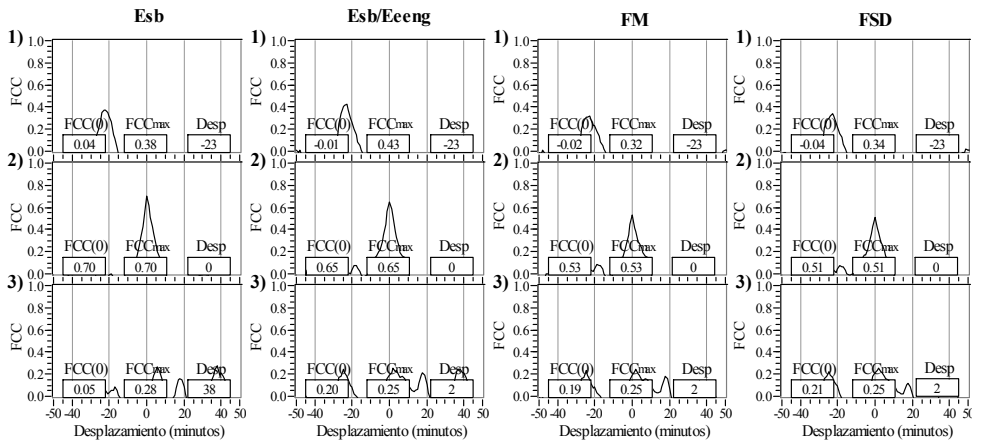


**Figura 8.40.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 4.1.

**SUJETO 4 SESIÓN 2**

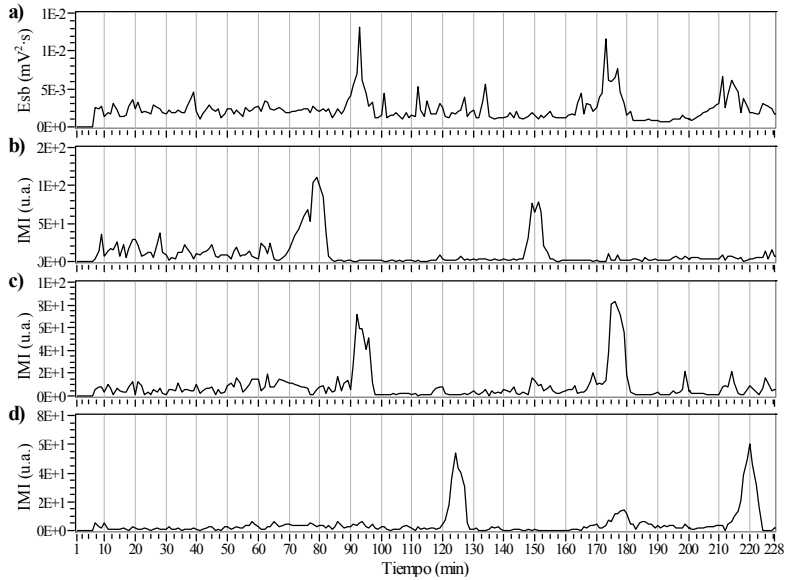


**Figura 8.41.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 4.2

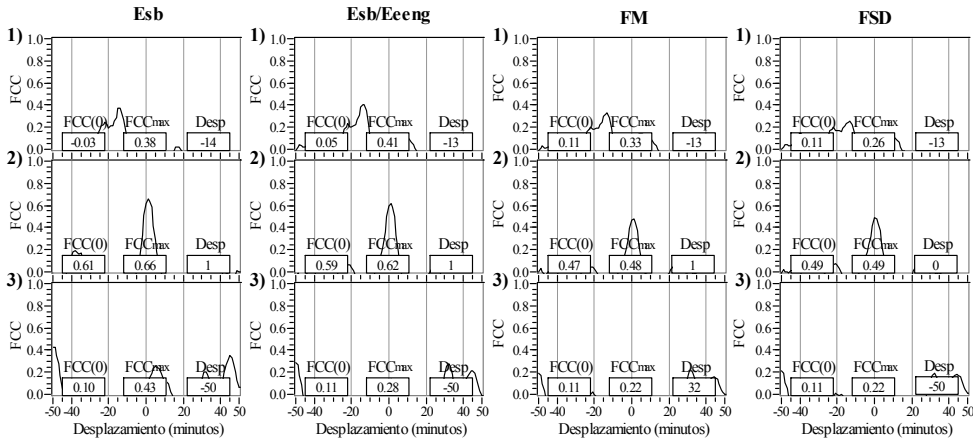


**Figura 8.42.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 4.2.

**SUJETO 4 SESIÓN 3**



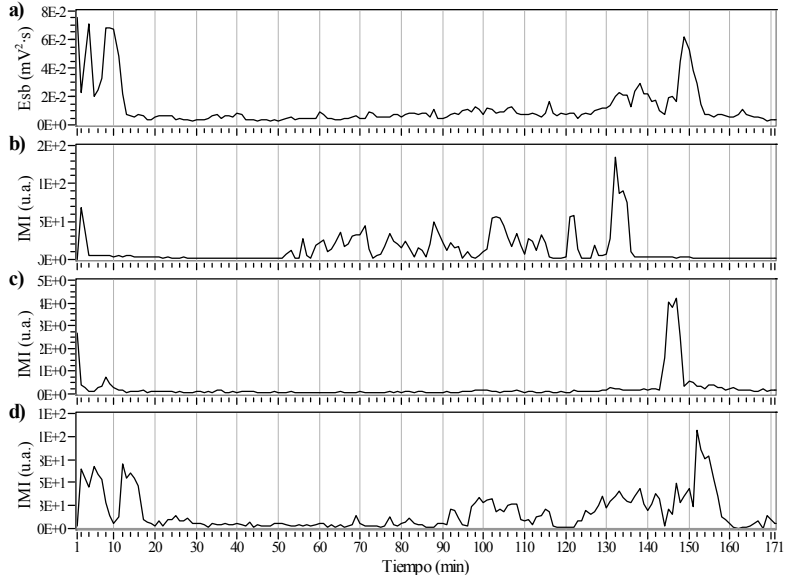
**Figura 8.43.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 4.3



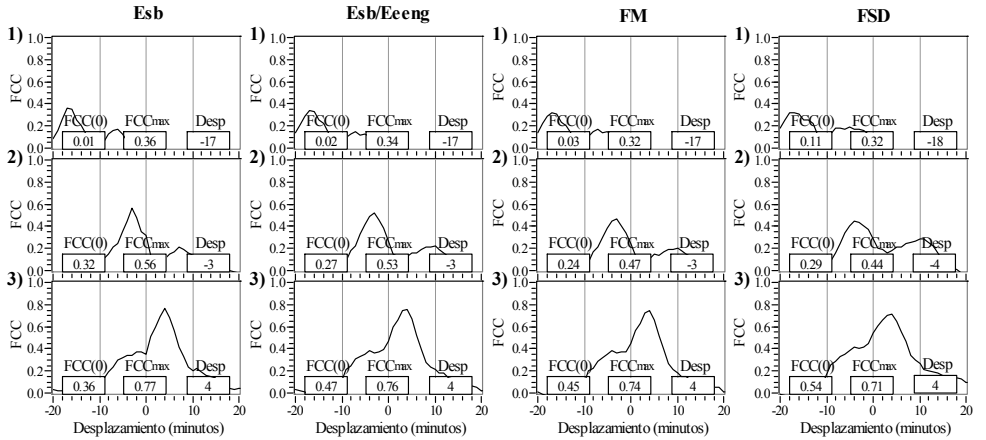
**Figura 8.44.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 4.3.



**SUJETO 5 SESIÓN 1**

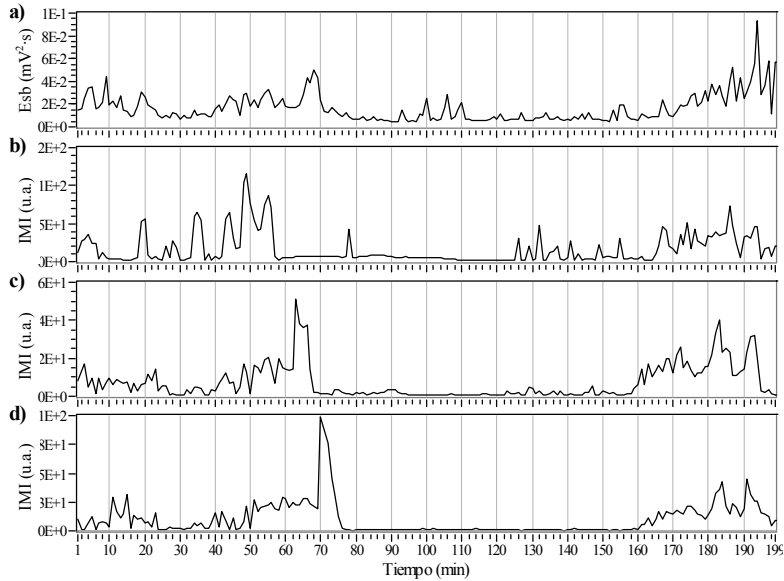


**Figura 8.45.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 5.1

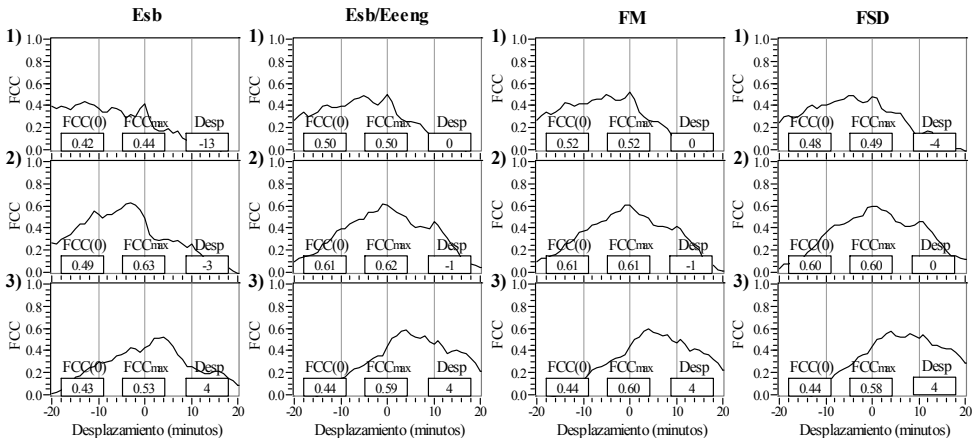


**Figura 8.46.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 5.1.

**SUJETO 5 SESIÓN 2**

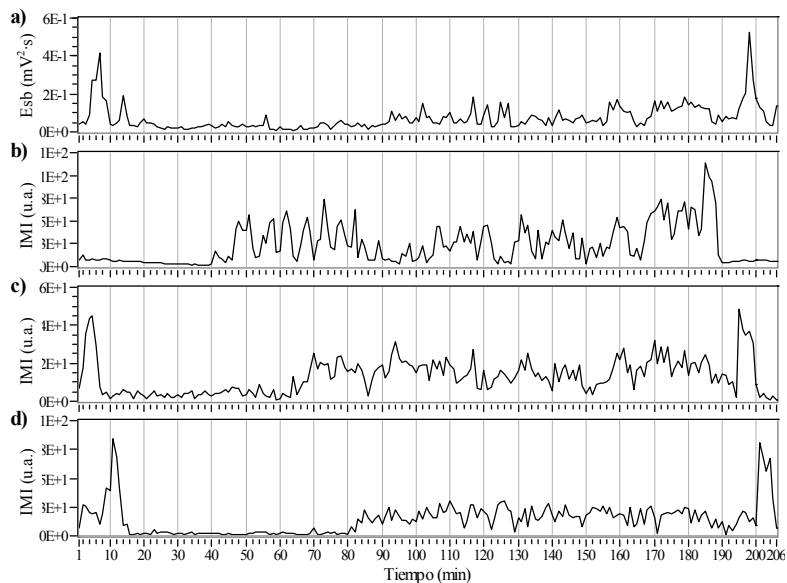


**Figura 8.47.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 5.2

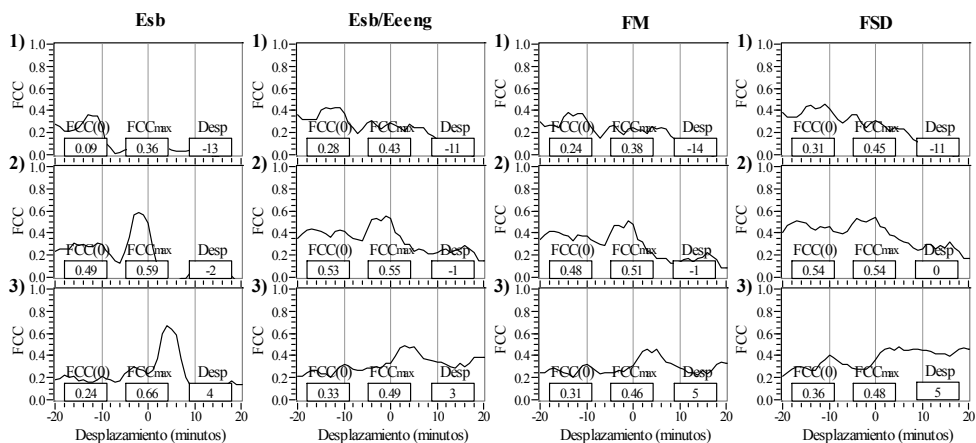


**Figura 8.48.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 5.2.

**SUJETO 5 SESIÓN 3**

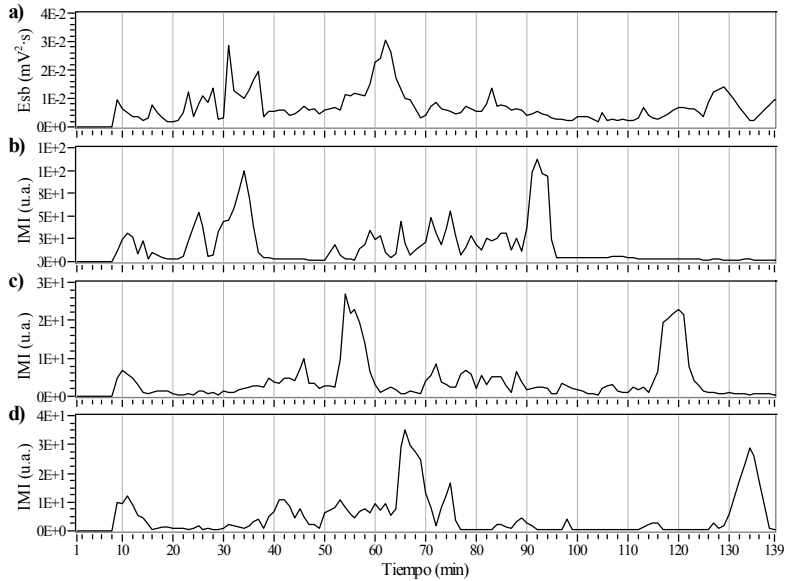


**Figura 8.49.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 5.3

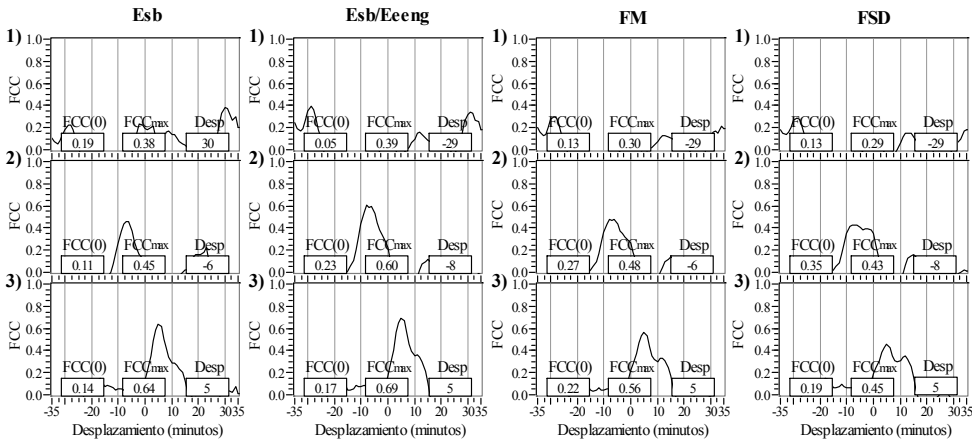


**Figura 8.50.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 5.3.

**SUJETO 5 SESIÓN 4**

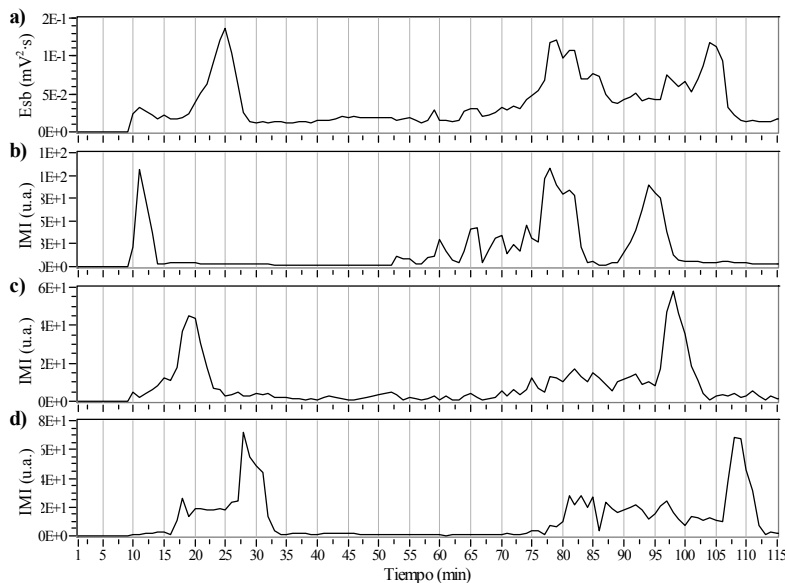


**Figura 8.51.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b), c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 5.4

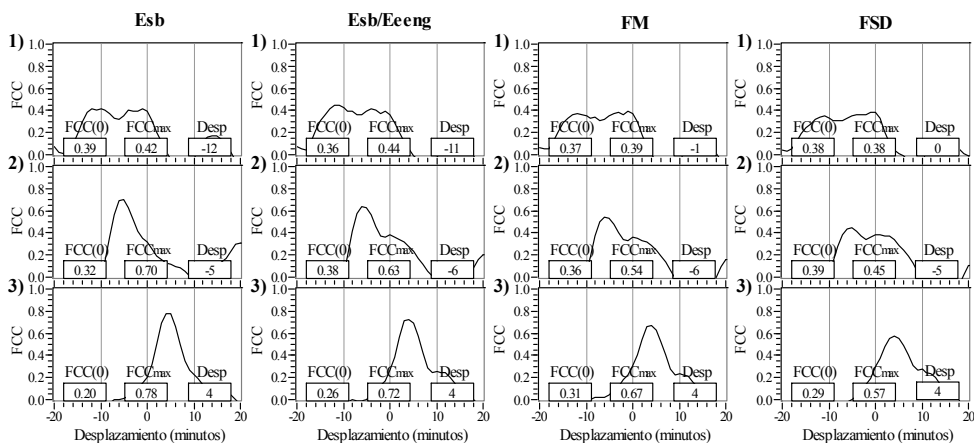


**Figura 8.52.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 5.4.

**SUJETO 5 SESIÓN 5**



**Figura 8.53.** Evolución temporal de a)  $E^{SB}$  de señal de superficie; b),c), d) índice motilidad punto de registro interno oral, de referencia y distal respectivamente de la sesión 5.5



**Figura 8.54.** Funciones de coeficiente de correlación y sus parámetros característicos entre parámetros espectrales de superficie e IMI de 1) punto oral, 2) punto de referencia y 3) punto distal de la sesión 5.5.

Las tablas 8.13-8.17 muestran los parámetros característicos promedio de las FCC[k] para cada sujeto en estudio. Se agrupan los parámetros correspondientes a distintas sesiones de un mismo sujeto pues en ellas la distancia de separación entre electrodos internos se mantiene constante.

**Tabla 8.13.** Parámetros promedio±sd de las FCC[k] entre parámetros espectrales de superficie e IMIs internos correspondientes al sujeto 1.

SUJETO 1 N=5 ses., 1034 minutos		Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD
Registro Oral	FCC[0]	0.55±0.17	0.61±0.08	0.56±0.11	0.58±0.05
	FCCmax	0.76±0.10	0.70±0.06	0.66±0.09	0.65±0.09
	Desp. (minutos)	-4.0±2.1	-3.4±2.6	-3.4±2.6	-3.6±2.6
Registro Referencia	FCC[0]	0.62±0.07	0.50±0.09	0.48±0.09	0.48±0.08
	FCCmax	0.69±0.05	0.62±0.07	0.59±0.06	0.55±0.07
	Desp. (minutos)	-0.2±1.6	0.6±2.6	0.4±2.5	0.2±2.4
Registro Distal	FCC[0]	0.56±0.15	0.51±0.19	0.49±0.20	0.52±0.18
	FCCmax	0.72±0.10	0.70±0.08	0.67±0.09	0.65±0.13
	Desp. (minutos)	2.4±1.8	3.4±2.3	3.4±2.3	-6.8±20.3

**Tabla 8.14.** Parámetros promedio±sd de las FCC[k] entre parámetros espectrales de superficie e IMIs internos correspondientes al sujeto 2.

SUJETO 2 N=2 ses., 296 minutos		Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD
Registro Oral	FCC[0]	0.28±0.25	0.32±0.25	0.30±0.21	0.31±0.25
	FCCmax	0.58±0.02	0.54±0.03	0.51±0.02	0.51±0.02
	Desp. (minutos)	-3.0±1.4	-4.5±0.7	-4.5±0.7	-2.0±2.8
Registro Referencia	FCC[0]	0.60±0.04	0.53±0.06	0.48±0.07	0.55±0.07
	FCCmax	0.62±0.04	0.53±0.06	0.48±0.07	0.55±0.07
	Desp. (minutos)	1.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
Registro Distal	FCC[0]	0.11±0.10	0.18±0.12	0.18±0.12	0.22±0.16
	FCCmax	0.53±0.02	0.52±0.02	0.50±0.02	0.50±0.02
	Desp. (minutos)	7.5±3.5	6.0±1.4	6.0±1.4	6.0±1.4

**Tabla 8.15.** Parámetros promedio $\pm$ sd de las FCC[k] entre parámetros espectrales de superficie e IMIs internos correspondientes al sujeto 3.

<b>SUJETO 3</b> N=3 ses., 370 minutos		<b>Esb</b>	<b>Esb/Eeeng</b>	<b>FM</b>	<b>FSD</b>
<b>Registro Oral</b>	<b>FCC[0]</b>	0.23 $\pm$ 0.08	0.24 $\pm$ 0.17	0.26 $\pm$ 0.18	0.33 $\pm$ 0.13
	<b>FCCmax</b>	0.65 $\pm$ 0.19	0.56 $\pm$ 0.05	0.56 $\pm$ 0.03	0.54 $\pm$ 0.09
	<b>Desp. (minutos)</b>	-4.0 $\pm$ 2.0	-4.7 $\pm$ 1.2	-4.3 $\pm$ 1.5	-4.3 $\pm$ 2.5
<b>Registro Referencia</b>	<b>FCC[0]</b>	0.75 $\pm$ 0.10	0.71 $\pm$ 0.12	0.69 $\pm$ 0.12	0.63 $\pm$ 0.14
	<b>FCCmax</b>	0.79 $\pm$ 0.04	0.79 $\pm$ 0.05	0.77 $\pm$ 0.07	0.69 $\pm$ 0.08
	<b>Desp. (minutos)</b>	-0.3 $\pm$ 1.5	0.0 $\pm$ 1.0	0.0 $\pm$ 1.0	0.0 $\pm$ 1.0
<b>Registro Distal</b>	<b>FCC[0]</b>	0.40 $\pm$ 0.15	0.43 $\pm$ 0.15	0.40 $\pm$ 0.13	0.42 $\pm$ 0.12
	<b>FCCmax</b>	0.71 $\pm$ 0.12	0.73 $\pm$ 0.03	0.68 $\pm$ 0.02	0.62 $\pm$ 0.05
	<b>Desp. (minutos)</b>	3.7 $\pm$ 1.5	4.0 $\pm$ 2.0	4.3 $\pm$ 2.5	4.3 $\pm$ 2.5

**Tabla 8.16.** Parámetros promedio $\pm$ sd de las FCC[k] entre parámetros espectrales de superficie e IMIs internos correspondientes al sujeto 4.

<b>SUJETO 4</b> N=3 ses., 642 minutos		<b>Esb</b>	<b>Esb/Eeeng</b>	<b>FM</b>	<b>FSD</b>
<b>Registro Oral</b>	<b>FCC[0]</b>	0.00 $\pm$ 0.03	0.00 $\pm$ 0.05	0.02 $\pm$ 0.08	0.01 $\pm$ 0.09
	<b>FCCmax</b>	0.51 $\pm$ 0.23	0.55 $\pm$ 0.22	0.41 $\pm$ 0.15	0.40 $\pm$ 0.19
	<b>Desp. (minutos)</b>	-19.3 $\pm$ 4.7	-19.0 $\pm$ 5.3	-19.0 $\pm$ 5.3	-19.0 $\pm$ 5.3
<b>Registro Referencia</b>	<b>FCC[0]</b>	0.63 $\pm$ 0.06	0.61 $\pm$ 0.03	0.49 $\pm$ 0.04	0.50 $\pm$ 0.01
	<b>FCCmax</b>	0.72 $\pm$ 0.07	0.70 $\pm$ 0.11	0.55 $\pm$ 0.08	0.56 $\pm$ 0.09
	<b>Desp. (minutos)</b>	1.0 $\pm$ 1.0	1.0 $\pm$ 1.0	1.0 $\pm$ 1.0	0.7 $\pm$ 1.2
<b>Registro Distal</b>	<b>FCC[0]</b>	0.04 $\pm$ 0.06	0.08 $\pm$ 0.14	0.10 $\pm$ 0.11	0.11 $\pm$ 0.10
	<b>FCCmax</b>	0.48 $\pm$ 0.26	0.42 $\pm$ 0.26	0.35 $\pm$ 0.20	0.35 $\pm$ 0.20
	<b>Desp. (minutos)</b>	11.7 $\pm$ 53.6	-0.3 $\pm$ 48.5	27.0 $\pm$ 22.9	-0.3 $\pm$ 48.5

**Tabla 8.17.** Parámetros promedio $\pm$ sd de las FCC[k] entre parámetros espectrales de superficie e IMIs internos correspondiente al sujeto 5.

SUJETO 5 N=5 ses., 830 minutos		Esb	Esb/Eeeng	FM	FSD
Registro Oral	FCC[0]	0.22 $\pm$ 0.18	0.24 $\pm$ 0.20	0.26 $\pm$ 0.20	0.28 $\pm$ 0.16
	FCCmax	0.39 $\pm$ 0.04	0.42 $\pm$ 0.06	0.38 $\pm$ 0.09	0.39 $\pm$ 0.09
	Desp. (minutos)	-5.0 $\pm$ 19.7	-13.6 $\pm$ 10.6	-12.2 $\pm$ 12.1	-12.4 $\pm$ 11.6
Registro Referencia	FCC[0]	0.35 $\pm$ 0.16	0.40 $\pm$ 0.17	0.39 $\pm$ 0.15	0.43 $\pm$ 0.13
	FCCmax	0.59 $\pm$ 0.09	0.59 $\pm$ 0.05	0.52 $\pm$ 0.06	0.49 $\pm$ 0.08
	Desp. (minutos)	-3.8 $\pm$ 1.6	-3.8 $\pm$ 3.1	-3.4 $\pm$ 2.5	-3.4 $\pm$ 3.4
Registro Distal	FCC[0]	0.27 $\pm$ 0.12	0.34 $\pm$ 0.12	0.35 $\pm$ 0.10	0.37 $\pm$ 0.13
	FCCmax	0.68 $\pm$ 0.10	0.65 $\pm$ 0.11	0.60 $\pm$ 0.11	0.56 $\pm$ 0.10
	Desp. (minutos)	4.2 $\pm$ 0.5	4 $\pm$ 0.7	4.4 $\pm$ 0.6	4.4 $\pm$ 0.6

Si se consideran los índices de correlación obtenidos cuando no se realiza ninguna desplazamiento relativo en las series temporales (FCC(0)), E<sup>SB</sup> proporciona los índices más elevados con respecto al electrodo de referencia (salvo para el sujeto 5); sin embargo proporciona los índices más bajos respecto al electrodo oral y distal.

Nuevamente los mejores índices de correlación (FCCmax=0.7-0.8) se obtienen para Esb y su versión normalizada Esb/Eeeng, siendo algo inferior la correlación obtenida para los parámetros FM y FSD (~0.6).

Los resultados muestran que un desplazamiento adecuado (Desp) entre los IMI internos y los parámetros de superficie proporciona índices de correlación (FCC<sub>max</sub>) superiores a los obtenidos sin realizar ajuste alguno (FCC[0]). Los mayores incrementos se producen para los electrodos oral y distal. Al ajustar el desplazamiento, el parámetro Esb es nuevamente el que proporciona mayores índices de correlación, en este caso no sólo para electrodo de referencia, sino también para los electrodos oral y distal. En el caso del electrodo de referencia, este desplazamiento es prácticamente nulo (salvo para el sujeto 5), siendo necesario un mayor desplazamiento para los electrodos situados oral y distalmente.

De los valores de desplazamiento obtenidos para la óptima correlación entre señales también cabe destacar como para todos los parámetros estudiados este desplazamiento resulta negativo (IMI adelantado respecto a parámetros de motilidad de superficie) para el electrodo interno oral, próximo a cero para el electrodo de referencia y mayor de cero para el electrodo distal (IMI retrasado respecto a la actividad obtenida en superficie).

Hay que destacar la reducida validez de los promedios de desplazamiento obtenidos para los casos del electrodo distal del sujeto 4, y del electrodo oral de sujeto 5 debida a la elevada variabilidad (sd) que presentan. Si se observan los resultados de las sesiones correspondientes a los mencionados casos, esta variabilidad se justifica por la existencia de resultados anómalos de desplazamiento. Por ejemplo, para FM y FSD de la sesión 5.5, o para Esb de la sesión 5.4, los desplazamientos obtenidos que no se corresponden con los que se deducen de un análisis visual de la evolución temporal de los IMI.



## 8.4. Estudio Estadístico

A lo largo del siguiente apartado se realizarán distintos estudios estadísticos sobre los parámetros espectrales de la señal de superficie de cada sujeto en estudio en condiciones de inactividad y máxima actividad contráctil.

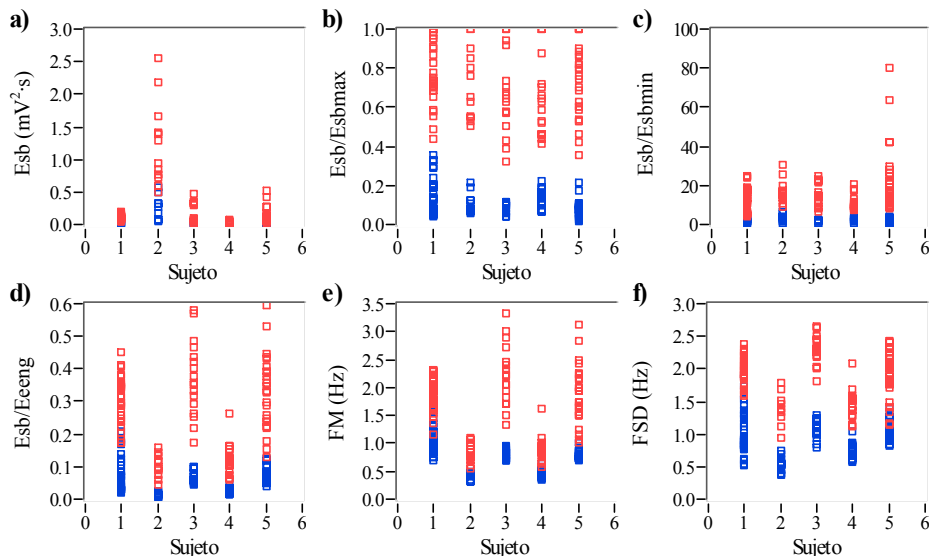
Tal y como se describe en el apartado 6.5.5.1 de métodos, la identificación del grado de actividad motora se realiza en base a la señal interna de referencia ajustando el posible desfase con la señal de superficie. Se han identificado un total de 105 minutos de máxima actividad sobre las 18 sesiones de 5 sujetos en estudio. Igualmente, se han seleccionado 105 minutos con el EEnG en periodo de inactividad contráctil.

Se estudiarán los parámetros de superficie Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD que en apartados anteriores (8.2 y 8.3) han mostrado una elevada correlación con el índice de motilidad interno. Con el fin de minimizar los efectos de las posibles variaciones de Esb debidas a las características propias de cada sujeto y de la sesión de registro, se incluirán en el estudio dos versiones normalizadas de Esb: normalizada por la energía máxima de SB de la sesión (Esb/Esbmax) y normalizada por la energía mínima de SB de la sesión. (Esb/Esbmin) (apartado 6.5.5.2).

### 8.4.1. Datos del Estudio

La figura 8.55 muestra para cada parámetro los valores obtenidos en mínima actividad (puntos azules) y máxima actividad (puntos rojos) de cada sujeto en estudio.

Se observa como para cada sujeto, los parámetros espectrales de superficie en mínima actividad son (salvo algunos casos puntuales) siempre inferiores a los obtenidos en máxima actividad contráctil. También se aprecia como para algunos parámetros la distribución de valores varía notablemente entre sujetos en estudio (p.e. Esb); mientras que otros parámetros parecen mantener mayor homogeneidad en su distribución al comparar distintos individuos (p.e. Esb/Esbmax).



**Figura 8.55.** Parámetros espectrales de EEnG de superficie en mínima actividad (azul) y máxima actividad (rojo) para todos los sujetos en estudio: a) Esb, b) Esb/Esbmax, c) Esb/Esbmin, d) Esb/Eeeng, e) FM y f) FSD.

Las tablas 8.18 y 8.19 recogen la media y desviación típica de los parámetros espectrales de cada sujeto en mínima y máxima actividad contráctil intestinal.

**Tabla 8.18.** Media  $\pm$  desviación típica de los parámetros Esb, Esb/Esbmax y Esb/Esbmin en periodo inactividad y máxima actividad contráctil.

		N	Esb ( $mV^2 \cdot s$ )	Esb/Esbmax	Esb/Esbmin
Sujeto 1	No Act	32	0.019 $\pm$ 0.011	0.15 $\pm$ 0.10	2.0 $\pm$ 0.7
	Máx. Act.	32	0.107 $\pm$ 0.041	0.78 $\pm$ 0.16	13.2 $\pm$ 6.3
Sujeto 2	No Act	12	0.211 $\pm$ 0.179	0.10 $\pm$ 0.05	2.7 $\pm$ 1.9
	Máx. Act.	12	1.239 $\pm$ 0.641	0.73 $\pm$ 0.18	17.1 $\pm$ 5.9
Sujeto 3	No Act	17	0.017 $\pm$ 0.011	0.09 $\pm$ 0.03	2.0 $\pm$ 0.52
	Máx. Act.	17	0.175 $\pm$ 0.154	0.69 $\pm$ 0.22	15.5 $\pm$ 5.5
Sujeto 4	No Act	17	0.005 $\pm$ 0.002	0.13 $\pm$ 0.04	2.2 $\pm$ 1.1
	Máx. Act.	17	0.030 $\pm$ 0.019	0.65 $\pm$ 0.20	10.9 $\pm$ 4.0
Sujeto 5	No Act	27	0.010 $\pm$ 0.007	0.08 $\pm$ 0.04	1.8 $\pm$ 0.7
	Máx. Act.	27	0.116 $\pm$ 0.123	0.74 $\pm$ 0.19	22.0 $\pm$ 17.3

**Tabla 8.19.** Media  $\pm$  desviación típica de los parámetros Esb/Eeeng, FM Y FSD en periodo inactividad y máxima actividad contráctil.

		N	Esb/Eeeng	FM (Hz)	FSD (Hz)
Sujeto 1	No Act	32	0.078 $\pm$ 0.052	1.02 $\pm$ 0.21	1.02 $\pm$ 0.34
	Máx. Act.	32	0.305 $\pm$ 0.072	1.87 $\pm$ 0.30	1.99 $\pm$ 0.20
Sujeto 2	No Act	12	0.011 $\pm$ 0.005	0.40 $\pm$ 0.06	0.53 $\pm$ 0.12
	Máx. Act.	12	0.099 $\pm$ 0.036	0.82 $\pm$ 0.18	1.40 $\pm$ 0.26
Sujeto 3	No Act	17	0.068 $\pm$ 0.017	0.81 $\pm$ 0.09	1.08 $\pm$ 0.14
	Máx. Act.	17	0.370 $\pm$ 0.115	2.21 $\pm$ 0.54	2.29 $\pm$ 0.21
Sujeto 4	No Act	17	0.0268 $\pm$ 0.009	0.46 $\pm$ 0.07	0.75 $\pm$ 0.12
	Máx. Act.	17	0.123 $\pm$ 0.047	0.89 $\pm$ 0.23	1.47 $\pm$ 0.22
Sujeto 5	No Act	27	0.071 $\pm$ 0.022	0.79 $\pm$ 0.09	1.07 $\pm$ 0.14
	Máx. Act.	27	0.315 $\pm$ 0.121	1.83 $\pm$ 0.52	1.92 $\pm$ 0.36

Para todos los parámetros considerados y todos los sujetos estudiados existen diferencias significativas entre los valores de cada parámetro en ausencia y máxima actividad contráctil para cada sujeto (Kolmogorov-Smirnov,  $p < 0.05$ ).

No existen diferencias significativas para la distribución de los parámetros Esb/Esbmax y Esb/Esbmin entre sujetos (Kruskal-Wallis,  $p < 0.05$ ). Sin embargo, la variabilidad entre sujetos sí es significativa para los parámetros Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD. La tabla 8.20 muestra la media y desviación típica de Esb/Esbmax y Esb/Esbmin para el global de todos los sujetos en estudio.

**Tabla 8.20.** Media  $\pm$  desviación típica de los parámetros Esb/Esbmax y Esbmin en periodo inactividad y máxima actividad contráctil para el global de los sujetos.

		N	Esb/Esbmax	Esb/Esbmin
Total	No Act	105	0.11 $\pm$ 0.07	2.1 $\pm$ 1.0
	Máx. Act.	105	0.73 $\pm$ 0.19	15.9 $\pm$ 10.7

De nuevo existen diferencias significativas (Kolmogorov-Smirnov,  $p < 0.05$ ) entre la distribución de los parámetros de superficie en periodos de inactividad y máxima actividad contráctil intestinal.

#### 8.4.2. Análisis Discriminante

En el apartado anterior se comprobó la existencia de diferencias significativas entre la distribución de los parámetros del EEnG de superficie en ausencia y máxima actividad contráctil. En el presente apartado se pretende estudiar en mayor profundidad la capacidad de estos parámetros para discriminar el grado de actividad motora interna. Para ello se realiza un análisis discriminante (descrito en el apartado 6.5.5) sobre cada parámetro para los distintos sujetos del estudio. Las siguientes tablas muestran la sensibilidad, especificidad y exactitud de cada parámetro para discriminar entre muestras de señal correspondiente a estados de mínima y máx actividad contráctil para cada sujeto en estudio (tablas 8.21 y 8.22). Donde 'n' es el tamaño de muestra en cada estado de actividad, 'n' datos en mínima actividad y 'n' en máxima actividad. Así, por definición, para el cálculo de sensibilidad y especificidad de cada sujeto se emplean 'n' datos, y para la obtención de la exactitud 'nx2' datos.

**Tabla 8.21.** Parámetros predictivos Sbl=Sensibilidad, Esp=Especificidad y Exc=Exactitud (factor clasificación: máxima actividad) para los parámetros Esb, Esb/Esbmax y Esb/Esbmin.

	N	Esb			Esb/Esbmax			Esb/Esbmin		
		Sbl	Esp	Exc	Sbl	Esp	Exc	Sbl	Esp	Exc
Sujeto 1	32x2	90.6%	100%	95.3%	96.9%	100%	98.5%	68.8%	100%	84.4%
Sujeto 2	12x2	75.0%	100%	87.5%	100%	100%	100%	91.7%	100%	95.8%
Sujeto 3	17x2	41.2%	100%	70.6%	88.2%	100%	94.1%	88.2%	100%	94.1%
Sujeto 4	17x2	64.7%	100%	82.4%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Sujeto 5	27x2	51.9%	100%	75.9%	96.3%	100%	98.2%	74.1%	100%	87.0%
Promedio	105x2	66.7%	100%	83.3%	96.2%	100%	98.1%	81.0%	100%	90.5%

**Tabla 8.22.** Parámetros predictivos Sbl=Sensibilidad, Esp=Especificidad y Exc=Exactitud (factor clasificación: máxima actividad) para los parámetros Esb/Eeeng, FM y FSD.

	N	Esb/Eeeng			FM			FSD		
		Sbl	Esp	Exc	Sbl	Esp	Exc	Sbl	Esp	Exc
<b>Sujeto 1</b>	32x2	90.6%	96.9%	93.8%	90.6%	93.8%	92.2%	100%	87.5%	93.8%
<b>Sujeto 2</b>	12x2	91.7%	100%	95.8%	91.7%	100%	95.8%	91.7%	100%	95.8%
<b>Sujeto 3</b>	17x2	94.1%	100%	97.1%	88.2%	100%	94.1%	100%	100%	100%
<b>Sujeto 4</b>	17x2	88.2%	100%	94.1%	76.5%	100%	88.2%	94.1%	100%	97.1%
<b>Sujeto 5</b>	27x2	81.5%	100%	90.7%	81.5%	100%	90.7%	81.5%	100%	90.7%
<b>Promedio</b>	<b>105x2</b>	<b>88.6%</b>	<b>99.1%</b>	<b>93.8%</b>	<b>85.7%</b>	<b>98.1%</b>	<b>91.9%</b>	<b>93.3%</b>	<b>96.2%</b>	<b>94.8%</b>

Todos los parámetros estudiados presentan una exactitud promedio superior al 90% a excepción de Esb (83.3%).

Hay que destacar que en todos los casos considerados (salvo FSD sujeto1) la especificidad supera a la sensibilidad, es decir se diagnostican correctamente en mayor proporción los casos de inactividad que los de actividad motora.

Para todos los parámetros la especificidad promedio supera el 96% lo que significa que menos del 4% de los casos de inactividad contráctil se catalogan incorrectamente. Por otra parte, a excepción de Esb, el resto de parámetros predice correctamente más del 80% de los casos de máxima actividad, destacando Esb/Esbmax y FSD con un 96.2% y 93.3%.

La tabla 8.23 muestra los índices de predicción obtenidos en la discriminación entre estados de mínima y máxima actividad contráctil sobre el conjunto global de sujetos para . Esb/Esbmin y Esb/Esbmax. Estos dos parámetros son los únicos que permiten la agrupación al no presentar diferencias significativas en la distribución de los parámetros entre los distintos sujetos, apartado 8.4.1. Al disponer de un tamaño muestral suficiente las funciones de clasificación se han definido sobre un grupo de diseño para ser luego aplicadas sobre un segundo grupo de test (apartado 6.5.5.3)

**Tabla 8.23.** Parámetros predictivos Sbl=Sensibilidad, Esp=Especificidad y Exc=Exactitud (factor clasificación: máxima actividad) para los parámetros Esb/Esbmax y Esb/Esbmin sobre el conjunto total de sujetos.

	N	Esb/Esbmax			Esb/Esbmin		
		Sbl	Esp	Exc	Sbl	Esp	Exc
<b>Diseño</b>	70x2	97.1%	100%	98.6%	82.9%	100%	91.5%
<b>Test</b>	35x2	97.1%	100%	98.6%	82.9%	100%	91.5%

Destacar que Esb/Esbmax y Esb/Esbmin presentan una exactitud de 98.6% y 91.5% en la discriminación entre casos de mínima y máxima actividad del conjunto global de casos de todos sujetos tanto para el grupo de diseño de las funciones de clasificación como para el grupo de test.

# 9 *Estudio de la Dinámica del EEnG*

En el apartado 8 se estudió la validez de distintos parámetros espectrales del EEnG registrado en superficie abdominal como indicadores del grado de actividad contráctil intestinal interna. El ancho de ventana de análisis se fijó atendiendo a la precisión en frecuencia deseada considerando además que desde el punto de vista médico, tal y como se comenta en la introducción, el índice de motilidad intestinal usualmente se define para ventanas de señal de un minuto. En el presente apartado, se tratará de optimizar el ancho de ventana del análisis espectral de la señal teniendo en cuenta un nuevo factor: la dinámica de la señal.

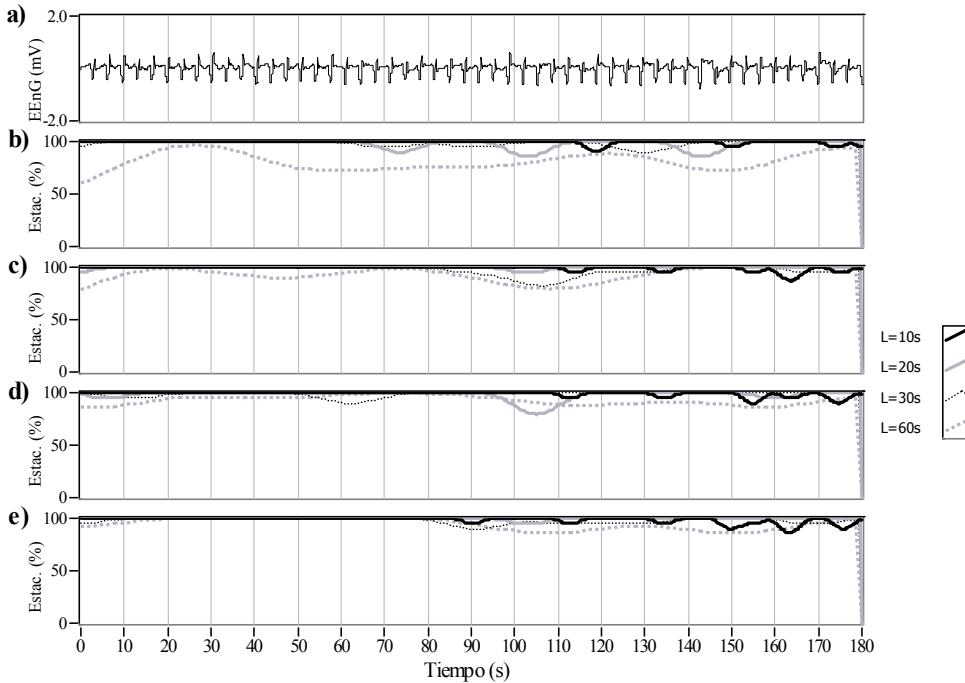
Primero (apartado 9.1) se desarrolla una herramienta que permita detectar los cambios en la dinámica de la señal debidos a aparición-desaparición de spike bursts o posibles arritmias de la OL. Inicialmente se aplicará al EEnG interno, señal en la que la aparición y desaparición de SBy con ello los cambios en el espectro del EEnG se pueden contrastar mediante un análisis visual. Acto seguido se aplicará al EEnG de superficie. Concretamente se obtendrá la evolución temporal del grado de estacionariedad de la señal para distintos anchos de ventana de análisis. Se analiza la estacionariedad del EEnG en para cada periodo de actividad contráctil del CMMI. Posteriormente, en el apartado 9.2 se estudia para las distintas sesiones de registro, qué longitud de ventana satisface en mayor grado la condición de estacionariedad requerida para la óptima aplicación del análisis espectral. Finalmente (apartado 9.3), para la señal de superficie se ensaya un ancho de ventana que se adapta a los cambios en el espectro del EEnG, proporcionando índices de motilidad con precisión variable en el tiempo a lo largo de una sesión de registro.

## **9.1. Evolución Estacionariedad**

A lo largo de este apartado se estudiará el grado de estacionariedad del EEnG en los distintos estados de actividad contráctil intestinal: inactividad (fase I), actividad irregular (fase II) y actividad máxima (fase III) tanto para la señal interna como de superficie. Para ello se ha empleado el test de estacionariedad descrito a lo largo del apartado 6.6.1 de métodos.

### **9.1.1. Electroenterograma Interno**

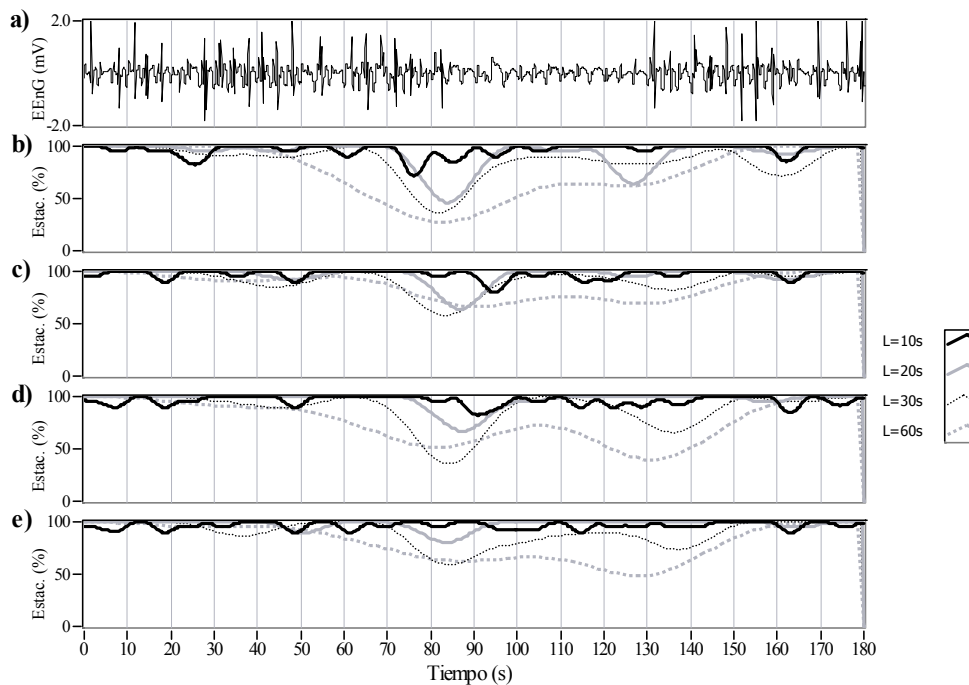
La traza a) de la figura 9.1 muestra 3 minutos de EEnG interno en periodo de inactividad contráctil registrado durante la fase I de un CMMI. Se observa como en estas condiciones la única componente del EEnG presente es la OL no existiendo actividad de SB. Las trazas 9.1b,c,d,e representan el índice de estacionariedad de la señal durante los 3 minutos en estudio, atendiendo a distintos parámetros espectrales (Esb, Esb/Eeeng, FM y FS D) y considerando distintos anchos de ventana.



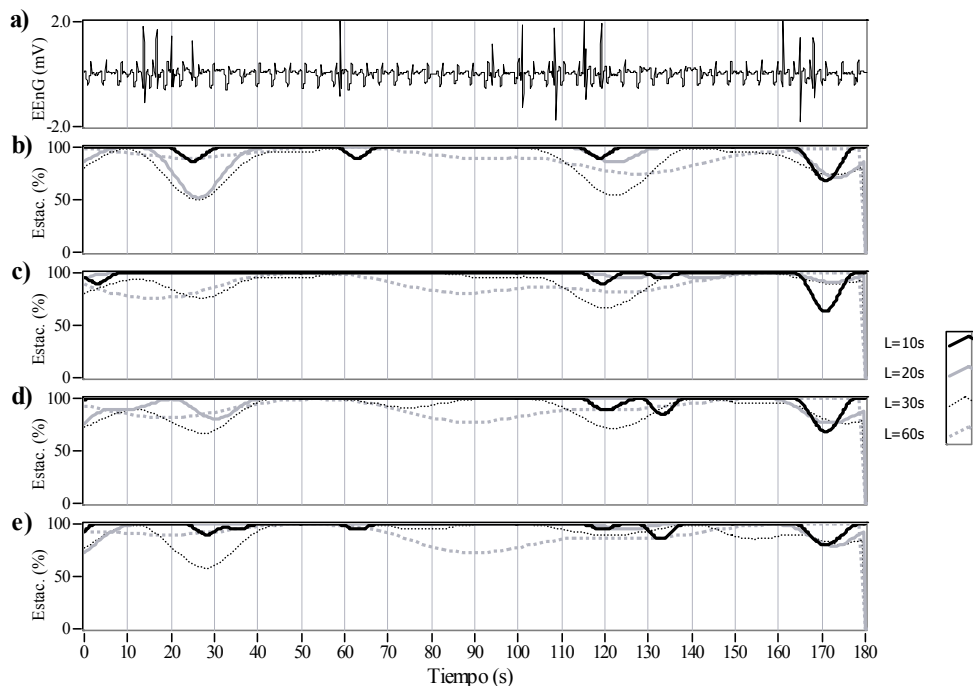
**Figura 9.1.** Evolución temporal del EENG interno en periodo de inactividad contráctil (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

Se observa que la señal presenta índices de estacionariedad próximos al 100% independientemente del parámetro espectral considerado para el estudio de estacionariedad. También parece apreciarse un menor índice de estacionariedad al seleccionar mayores tamaños de ventana (L). Este aspecto se estudiará en mayor detalle en el apartado 9.2.

Análogamente a la figura anterior, la figura 9.2 muestra 3 minutos de EENG interno en periodos de actividad contráctil irregular (fase II del CMMI, traza a) y la evolución del índice de estacionariedad para distintos tamaños de ventana (L) y distintos parámetros espectrales indicadores (trazas b, c, d y e). En la traza 9.2a se observa una ráfaga de SB que se extiende desde  $t=0s$  hasta  $t\approx 83s$ , momento en que se extingue dando paso un periodo con sólo OL. Una nueva ráfaga de SB está presente desde  $t\approx 130s$  hasta  $t=180s$ . Estos cambios se reflejan en un descenso de todos los índices de estacionariedad obtenidos en torno a los instantes de aparición y desaparición de SB (trazas b,c,d y e). Los menores índices de estacionariedad se obtienen para los anchos de ventana más largos (L=30s y L=60s) que además se ven afectados por la no estacionariedad durante un periodo de tiempo mayor. Por otro lado también se aprecia como los cambios de intensidad de los SB de una misma ráfaga se reflejan como pequeñas ondulaciones en los distintos índices de estacionalidad para L=10s. Sin embargo, quedan camuflados cuando la ventana de tiempo L es mayor de 10s.



**Figura 9.2.** Evolución temporal del EENG interno en periodo de actividad contráctil irregular (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

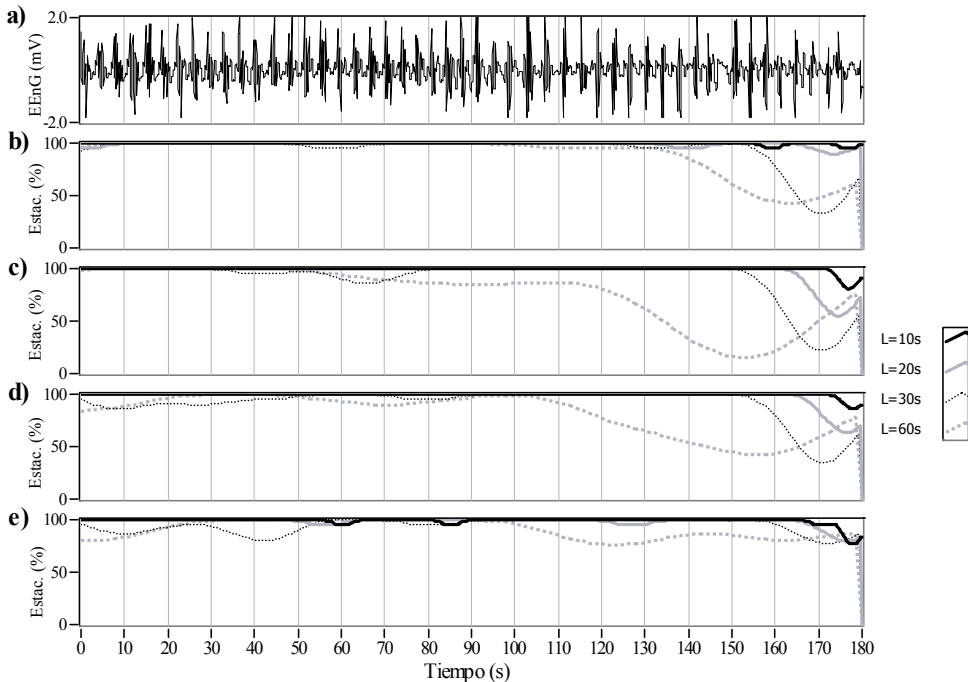


**Figura 9.3.** Evolución temporal del EENG interno en periodo de actividad contráctil irregular (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

En la figura 9.3a se observa la existencia de ráfagas intermitentes de SB que modifican el espectro de la señal a lo largo del tiempo, es el patrón típico del inicio de la fase II. Estos cambios se reflejan en un descenso de todos los índices de estacionariedad obtenidos (trazas b-e). Cabe destacar que cuando la ráfaga de SB es de corta duración y pequeña intensidad su influencia sobre el espectro de la señal y sobre el índice de estacionariedad puede quedar oculto si la ventana de tiempo elegida es demasiado grande. Así, por ejemplo el SB presente en  $t=60s$  tan sólo es detectado para  $L=10s$ . Igualmente, la ráfaga presente entre  $t=12s$  y  $t=25s$  produce una mayor reducción del índice de estacionariedad para  $L=30s$  que para  $L=60s$ .

La figura 9.4a muestra 3 minutos de EEnG interno en periodo de máxima actividad contráctil registrado durante la fase III de un CMMI. Se observa como durante este periodo todas las OL se encuentran acompañadas de SB de gran intensidad. Todos los índices de estacionariedad obtenidos (trazas 9.4b,c,d,e) presentan valores próximos al 100% durante todo el periodo de tiempo, a excepción del tramo final donde el grado de estacionariedad descende. Así pues, durante la fase III el contenido espectral de la señal se mantiene prácticamente constante.

Respecto al descenso del índice de estacionariedad en el tramo final, hay que recordar que el índice de estacionariedad para un tiempo  $t=\tau$  está influido en su cálculo por la señal comprendida entre  $t=\tau+L$  y  $t=\tau-L$  (apartado 6.6.2). Este descenso refleja que los SB comienzan a desaparecer pasado  $t=180s$  al volver el intestino a la inactividad (fase I) tras el periodo de máxima actividad contráctil (fase III). Se aprecia que para mayores tamaños de ventana considerados, mayor es el tiempo afectado por la no estacionariedad.

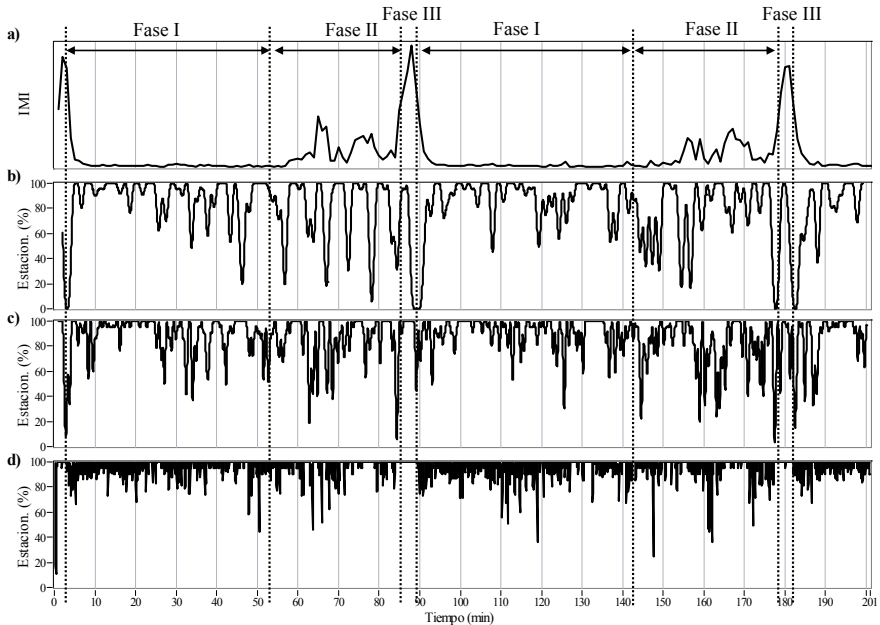


**Figura 9.4.** Evolución temporal del EEnG interno en periodo de máxima actividad contráctil (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

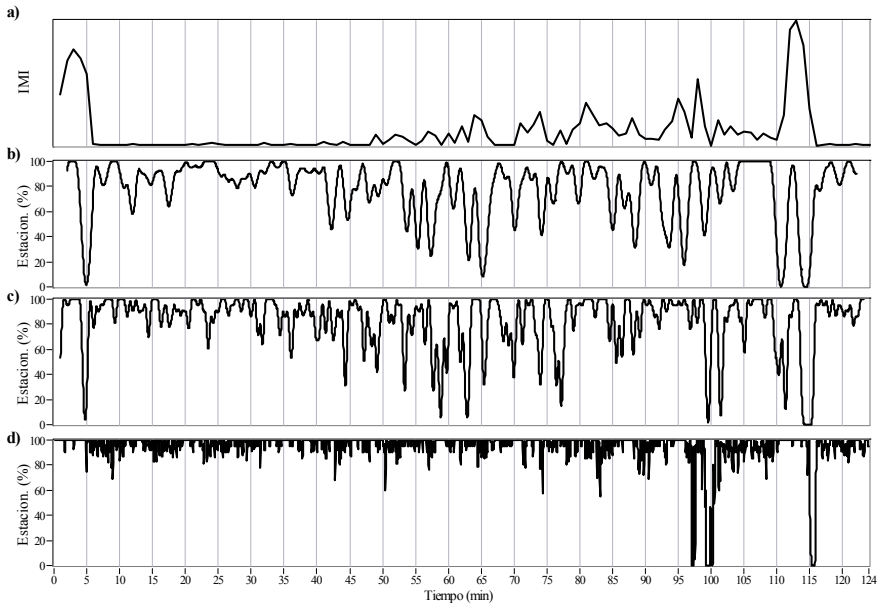


La figura 9.5 muestra la evolución del índice de motilidad del EEnG interno a lo largo de una sesión de registro (traza a), frente al grado de estacionariedad considerando distintos tamaños de ventana (120s, 60s y 10s, trazas b, c y d). Se observa como con un tamaño de ventana de  $L=10s$  (traza d) se obtiene un índices de estacionariedad mayores que para  $L=60s$  y  $L=120s$  (trazas b y c). Como se mostraba en la figura 9.1, durante la fase I del CMMI el EEnG interno presenta un elevado índice de estacionariedad aunque existen distintos tramos en que el porcentaje de estacionariedad descende. Por otro lado durante la fase II el grado de estacionariedad alcanza valores menores, alcanzándose el 20%. Los valores mínimos de estacionariedad parecen producirse en el periodo de recuperación tras la fase III y antes de que comience propiamente la siguiente fase I (minutos 88-91 y 182-184), especialmente para largos tamaños de ventana (trazas b y c). Finalmente, durante el periodo de actividad máxima de los SB (fase III) de nuevo el EEnG interno presenta un elevado índice de estacionariedad para todos los tamaños de ventana.

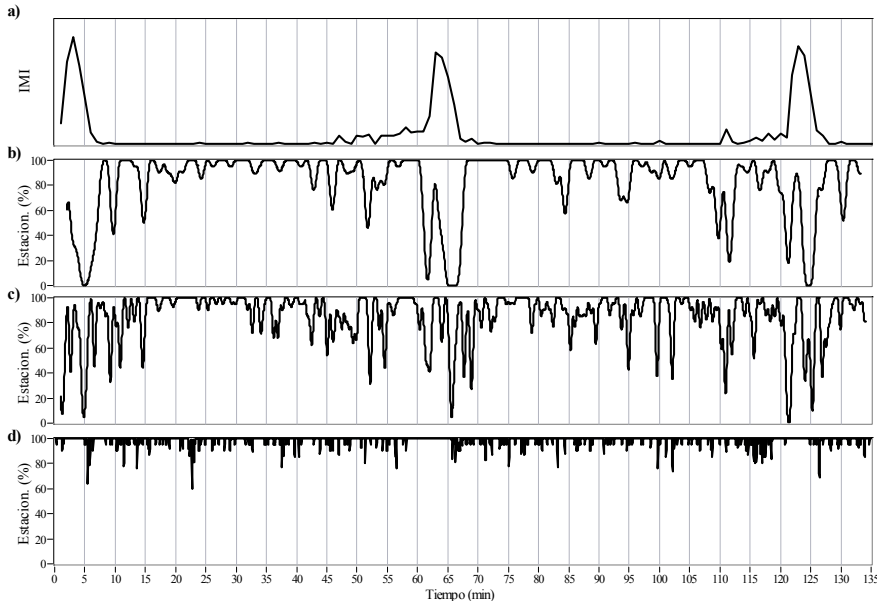
Las figuras 9.6-9.9 son análogas a la figura 9.5 representando la evolución del índice de estacionariedad (respecto a  $E_{sb}$ ) a lo largo de una sesión de registro para los distintos sujetos en estudio. El resto de sesiones (no mostradas) presentan resultados similares, obteniéndose los mayores índices de estacionariedad durante la fase I y III del CMMI. Reduciéndose el grado de estacionariedad en mayor medida durante la fase II y alcanzando valores mínimos en la transición entre la fase III y la fase I del siguiente CMMI (conocida como fase IV, apartado 1.5.1).



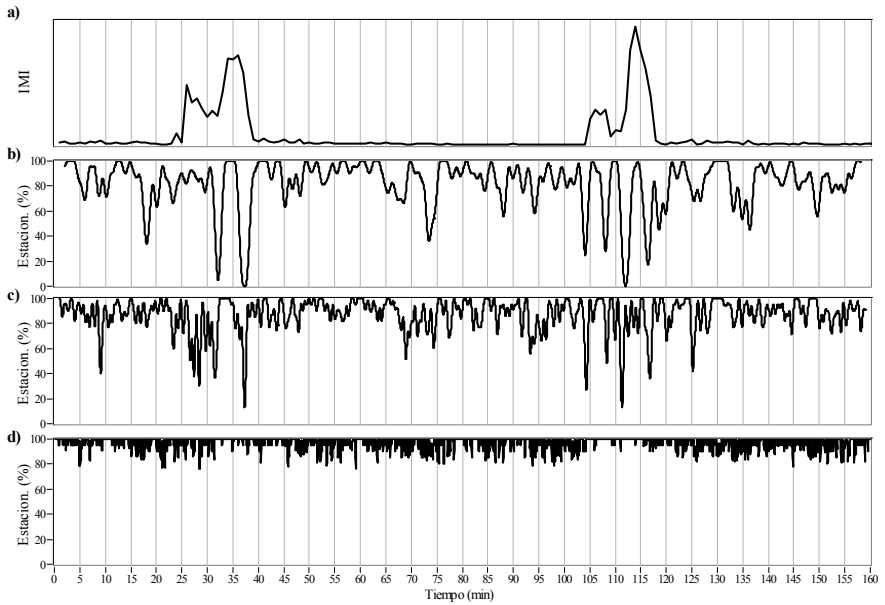
**Figura 9.5.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG interno (ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral  $E_{sb}$  con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 1 Sesión 5.



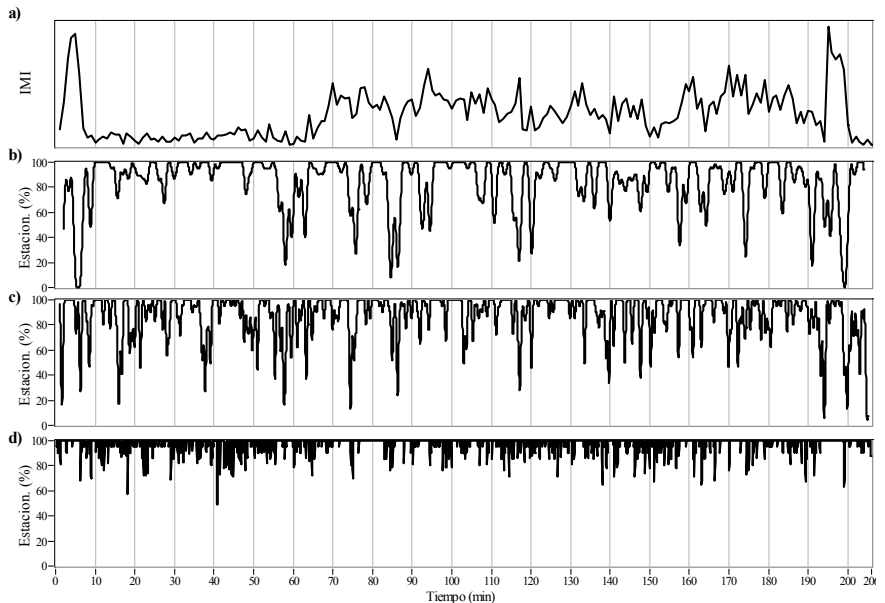
**Figura 9.6.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG interno (ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 2 Sesión 1.



**Figura 9.7.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG interno (ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 3 Sesión 2.



**Figura 9.8.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG interno (ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 4 Sesión 1.



**Figura 9.9.** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG interno (ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 5 Sesión 3.

Las tablas 9.1 y 9.2 muestran el índice de estacionariedad promedio y su desviación estándar para cada una de las fases de un CMMI, obtenidas para cada sujeto en estudio así como para el global de sujetos.

**Tabla 9.1.** Media±sd del indicador de estacionariedad según el parámetro Esb, para cada fase del CMMI del EEnG interno

		Sujeto 1		Sujeto 2		Sujeto 3	
		N	%Estac.	N	%Estac.	N	%Estac.
<b>L=120s</b>	<b>Fase I</b>	5440	88.1±14.6	1420	88.8±10.7	2320	89.3±14.3
	<b>Fase II</b>	5280	85.4±19.2	2430	72.3±25.9	1570	77.1±24.9
	<b>Fase III</b>	200	88.0±12.1	80	66.8±22.5	120	76.0±22.0
<b>L=60s</b>	<b>Fase I</b>	10880	86.8±14.9	2840	87.7±13.0	4640	86.1±16.6
	<b>Fase II</b>	10560	85.1±18.8	4860	79.0±22.1	3140	78.1±22.4
	<b>Fase III</b>	400	91.4±12.1	160	86.3±17.3	240	88.7±13.1
<b>L=10s</b>	<b>Fase I</b>	65280	96.3±6.2	17040	96.5±4.6	27840	98.1±5.0
	<b>Fase II</b>	63360	97.4±5.9	29160	95.3±11.9	18840	97.9±4.4
	<b>Fase III</b>	2400	99.5±1.6	960	99.9±0.6	1440	98.9±3.3

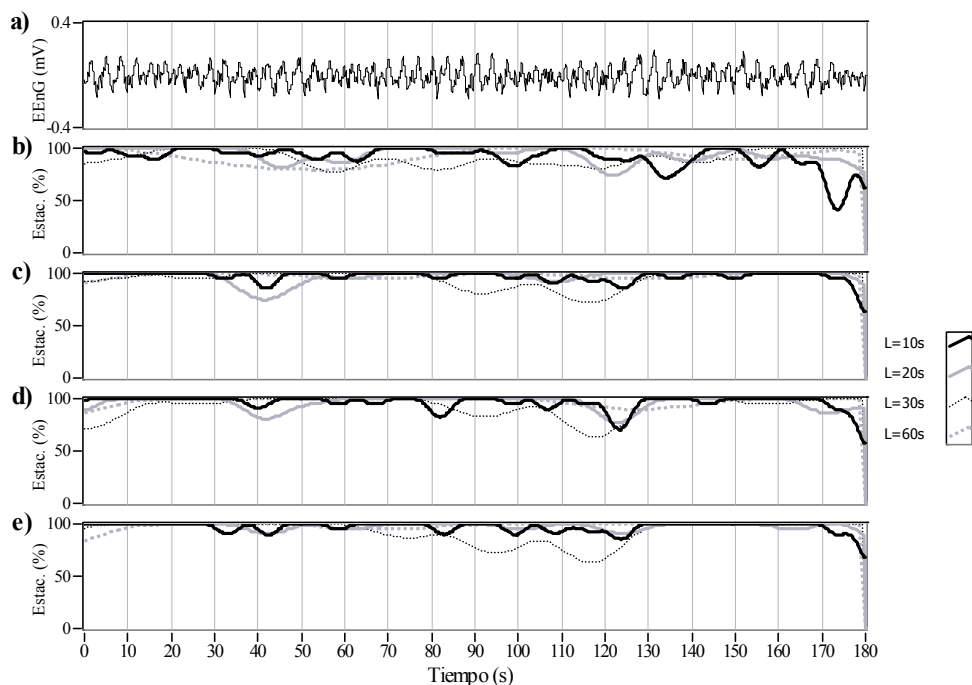
**Tabla 9.2.** Media±sd del indicador de estacionariedad según el parámetro Esb, para cada fase del CMMI del EEnG interno

		Sujeto 4		Sujeto 5		GLOBAL	
		N	%Estac.	N	%Estac.	N	%Estac.
<b>L=120s</b>	<b>Fase I</b>	2420	88.8±10.5	4860	90.7±15.1	<b>16460</b>	<b>89.2±13.9</b>
	<b>Fase II</b>	2880	79.9±22.2	6010	82.0±21.8	<b>18170</b>	<b>80.9±22.4</b>
	<b>Fase III</b>	150	92.6±11.2	230	82.2±22.9	<b>780</b>	<b>83.1±20.0</b>
<b>L=60s</b>	<b>Fase I</b>	4840	84.8±11.7	9720	87.6±16.0	<b>32920</b>	<b>86.7±15.0</b>
	<b>Fase II</b>	5760	80.3±19.2	12020	88.4±15.7	<b>36340</b>	<b>84.0±19.1</b>
	<b>Fase III</b>	300	94.6±7.0	460	96.5±7.1	<b>1560</b>	<b>92.6±11.4</b>
<b>L=10s</b>	<b>Fase I</b>	29040	90.2±13.8	58320	98.4±4.0	<b>197520</b>	<b>96.3±7.6</b>
	<b>Fase II</b>	34560	90.3±15.6	72120	98.1±4.4	<b>218040</b>	<b>96.3±9.1</b>
	<b>Fase III</b>	1800	99.6±2.3	2760	99.8±1.1	<b>9360</b>	<b>99.6±2.0</b>

Para el global del estudio, así como para la mayoría de los casos, el menor índice de estacionariedad se obtiene para la fase II del CMMI. Los mayores índices se obtienen durante la fase I y la fase III. Para  $L=10s$  y  $L=60s$  el indicador de estacionariedad promedio es superior para la fase III que para la fase I. Sin embargo, para  $L=120s$  es la fase I la que presenta indicadores superiores a la fase III.

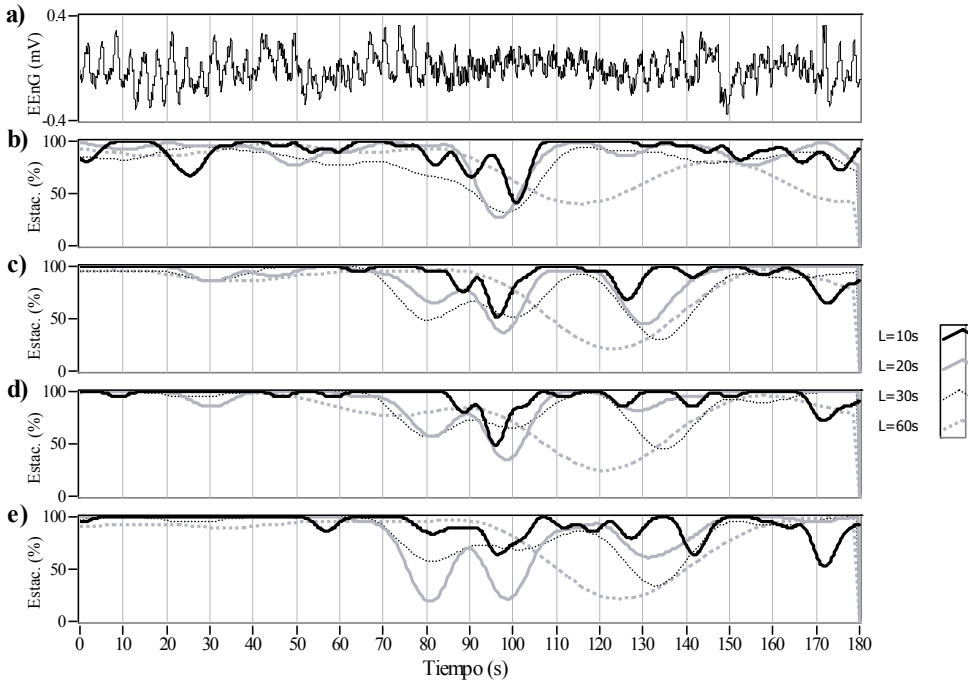
### 9.1.2. Electroenterograma de Superficie

La figura 9.10 muestra 3 minutos de EENG de superficie (traza a) durante la fase I del CMMI y la evolución de distintos índices de estacionariedad en ese periodo de tiempo (trazas b-e). En la ventana considerada no existe actividad de SB. La única componente del EENG presente es la OL obteniéndose índices de estacionariedad próximos al 100% para todos los parámetros considerados. Sin embargo, hay que destacar que se observan variaciones en la morfología de la OL (traza a) que se reflejan en pequeños descensos en el grado de estacionariedad de la señal (trazas b-e).

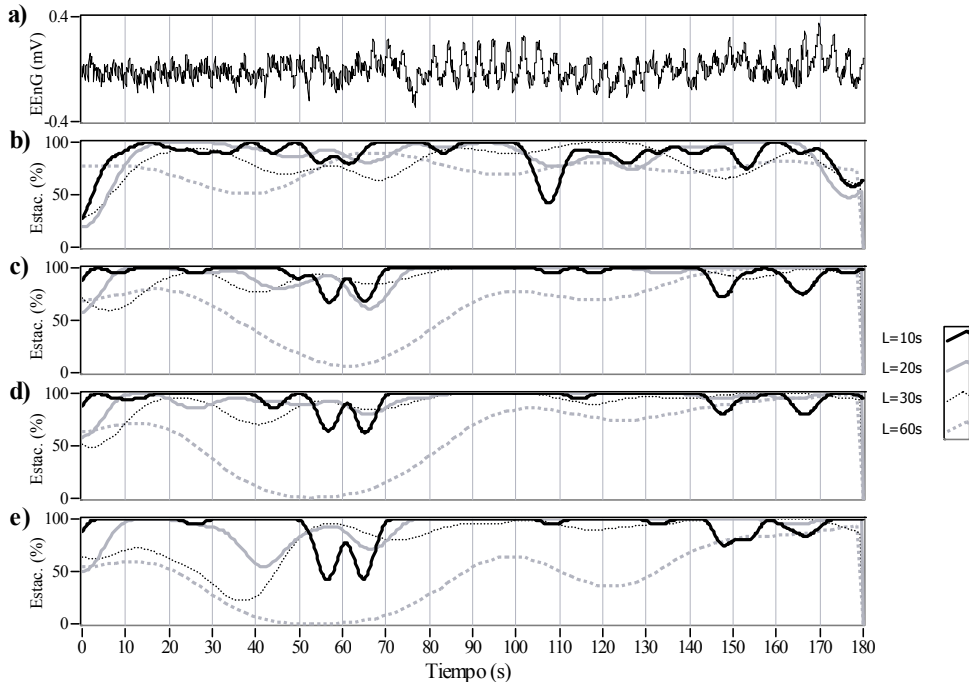


**Figura 9.10.** Evolución temporal del EENG de superficie en periodo de inactividad contráctil (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

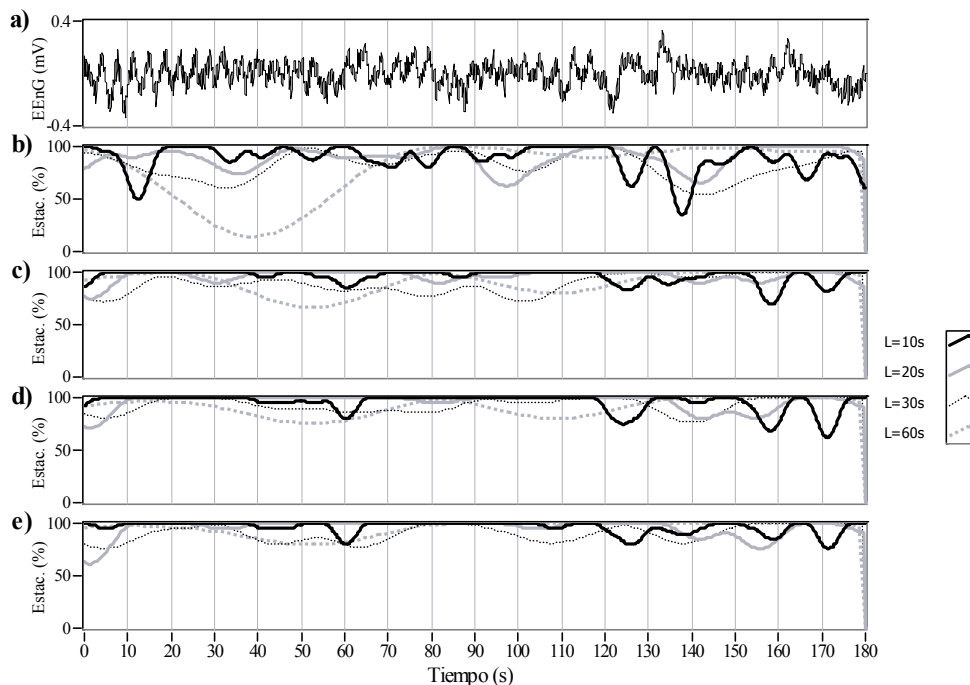
Pese a que resulta más complicada la identificación visual de los SB en el EENG de superficie que en el interno debido a la mayor atenuación de la alta frecuencia en el registro externo (apartado 7.4); en el ejemplo de la figura 9.11a se observa una aparición de energía de alta frecuencia asociada a la actividad de SB desde  $t \approx 80s$  hasta  $t \approx 130s$ . Nuevamente, los indicadores de estacionariedad definidos en el apartado 6.7 muestran detectar los cambios en la dinámica del EENG esta vez sobre el registro de superficie (figura 9.11b-e). Al igual que ocurría con la señal interna (apartado anterior), los resultados son similares para los distintos parámetros considerados en el cálculo de estacionariedad, siendo peor la localización temporal de las no-estacionariedades cuanto mayor es el ancho de ventana.



**Figura 9.11.** Evolución temporal del EENG de superficie en periodo de actividad contráctil irregular (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).



**Figura 9.12.** Evolución temporal del EENG de superficie en periodo de actividad contráctil irregular (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

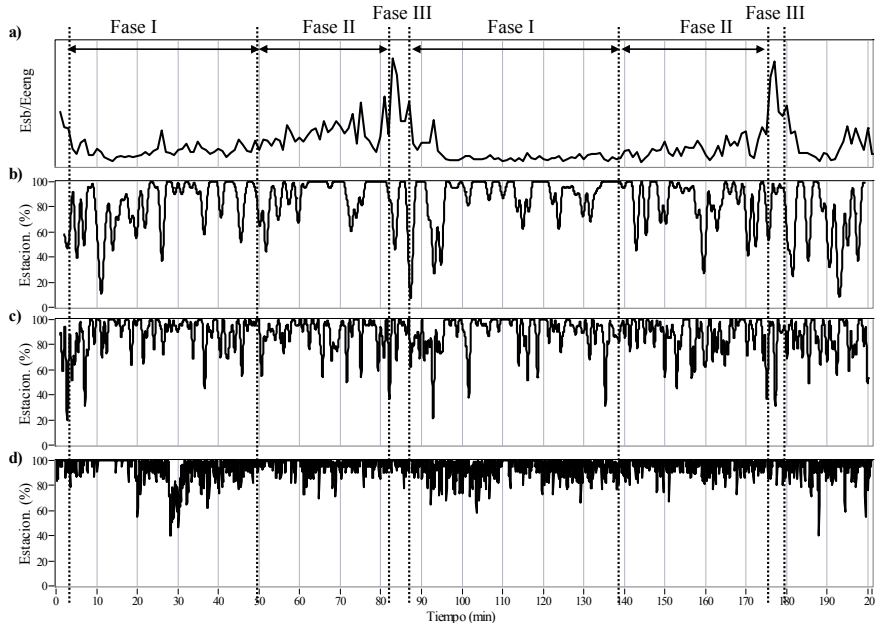


**Figura 9.13.** Evolución temporal del EENG de superficie en periodo de máxima actividad contráctil (a), indicador de estacionariedad según los parámetros espectrales Esb (b), Esb/Eeeng (c), FM (d), FSD (e).

La figura 9.12 muestra otro ejemplo del EENG de superficie en un periodo de actividad contráctil irregular (fase II del CMMI) y sus correspondientes índices de estacionariedad. En la traza a) se observa un primer intervalo de tiempo (de  $t=0$ s a  $t\approx 65$ s) en que las OL parecen acompañadas de actividad de alta frecuencia (SB), tras el cuál la actividad de SB parece desaparecer hasta  $t\approx 145$ s en que se observa de nuevo actividad de alta frecuencia aunque de menor intensidad que en el primer intervalo. Estos cambios se observan en los distintos índices de estacionariedad obtenidos, especialmente para los de menor ancho de ventana. Asimismo, se observa que los menores índices de estacionariedad se obtienen cuanto mayor es el ancho de ventana considerado. Por ejemplo, en el intervalo de  $t=10$ s a  $t=30$ s, para  $L=10$ s y  $L=20$ s la presencia e intensidad de la actividad de SB sobre la OL es prácticamente constante y la señal estacionaria ( $\approx 100\%$ ); mientras al considerar anchos de ventana mayores ( $L=30$ s y  $L=60$ s) el índice de estacionariedad es menor. La relación entre tamaño de ventana y el grado de estacionariedad obtenido se tratará en el apartado 9.2.

Finalmente, como se observa en la figura 9.13, en periodos de máxima actividad contráctil los índices de estacionariedad del EENG de superficie obtenidos están próximos al 100%. Tal como sucedía en los índices de estacionariedad calculados para la señal interna (figura 9.4).

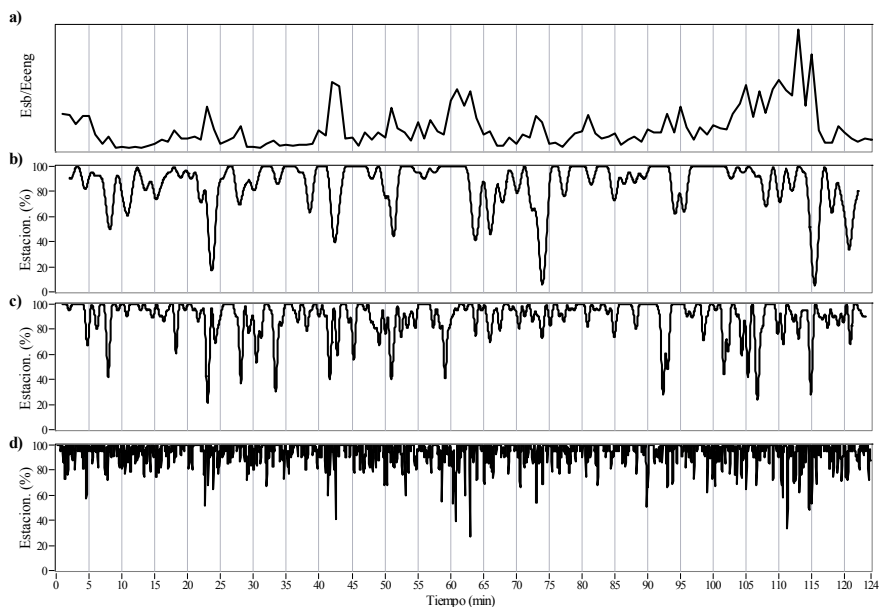
La figura 9.14 muestra la evolución de parámetro espectral  $Esb/Eeeng$  del EEnG de superficie a lo largo de una sesión de registro (traza a), frente al grado de estacionariedad considerando distintos tamaños de ventana (120s, 60s y 10s, trazas b, c y d). Al igual que ocurría para el EEnG interno, durante la fase III del CMMI el EEnG de superficie presenta índices de estacionariedad próximos al 100%. Durante la fase II los índices de estacionariedad son menores. Como se apreciaba en la figura 9.10, durante la fase I también existen periodos en que el porcentaje de estacionariedad disminuye. Igual que para la señal interna, los valores mínimos de estacionariedad parecen producirse en el periodo de recuperación tras la fase III y antes de que comience propiamente la siguiente fase I (minutos 87-88 y 180-181), ver también gráficas 9.15-9.18.



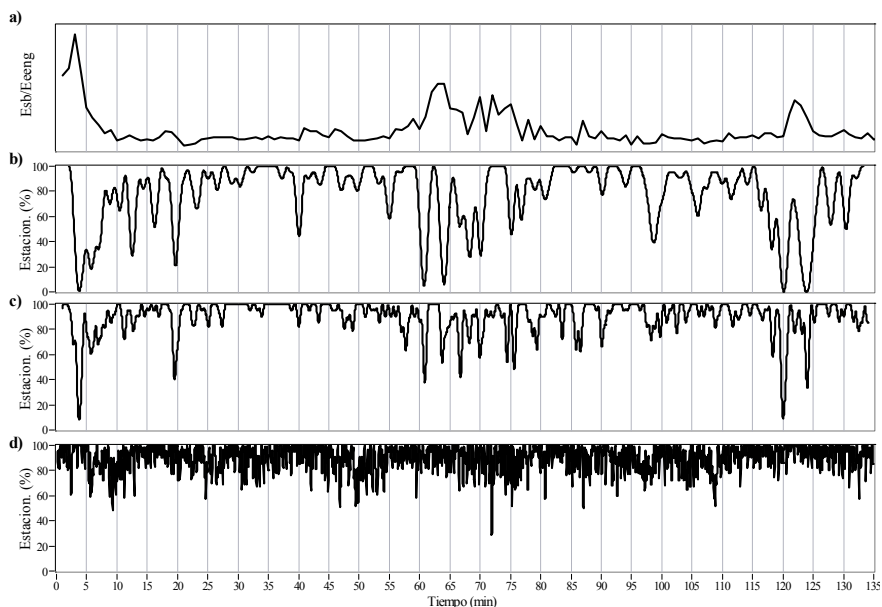
**Figura 9.14** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie ( $Esb/Eeeng$  ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral  $Esb/Eeeng$  con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 1 Sesión 5.

Las figuras 9.15-9.18 son análogas a la figura 9.14 representando la evolución del índice de estacionariedad (respecto a  $Esb/Eeeng$ ) a lo largo de una sesión de registro para los distintos sujetos en estudio. El resto de sesiones presentan resultados similares, obteniéndose los mayores índices de estacionariedad durante parte de la fase I y durante la fase III del CMMI, reduciéndose durante la fase II y alcanzando valores mínimos en la transición entre la fase III y la fase I del siguiente CMMI.

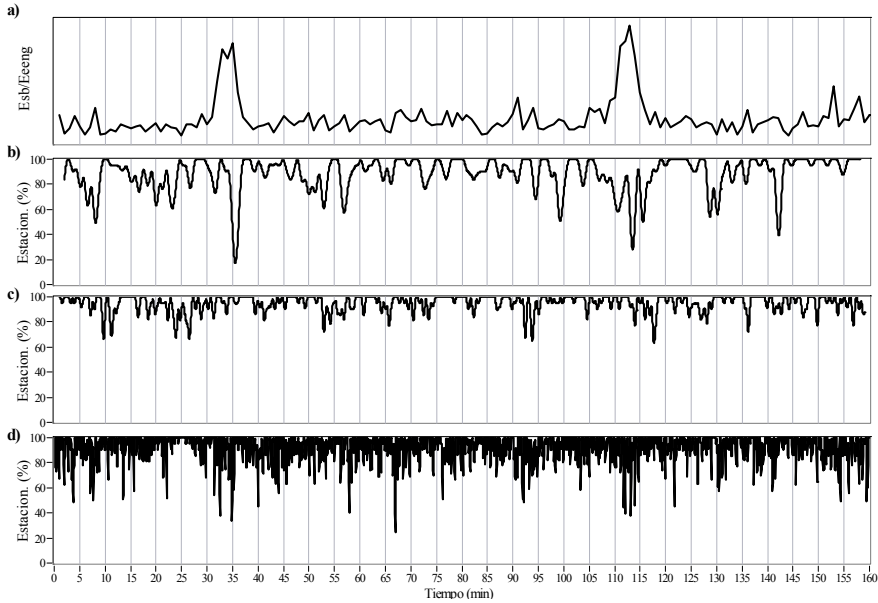




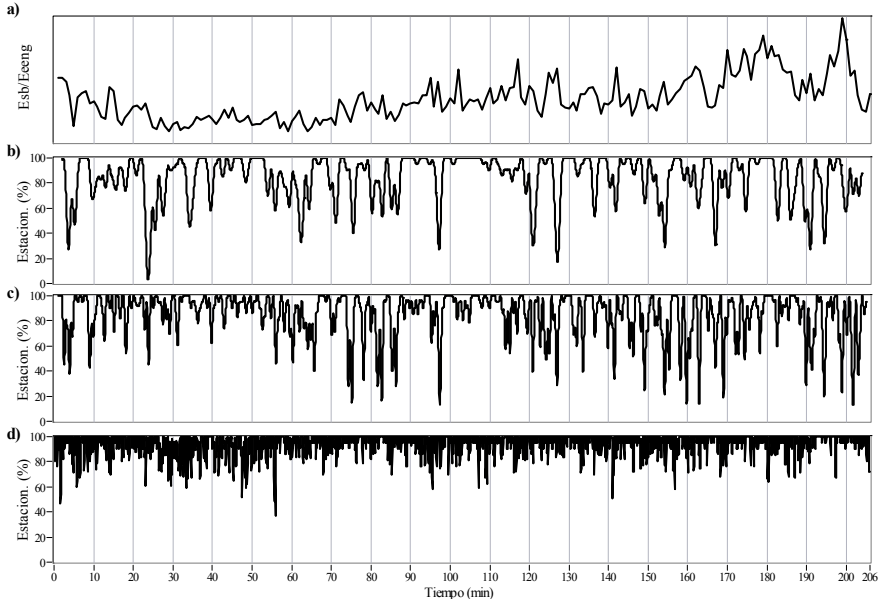
**Figura 9.15** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie (Esb/Eeeng ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb/Eeeng con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 2 Sesión 1.



**Figura 9.16** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie (Esb/Eeeng ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb/Eeeng con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 3 Sesión 2.



**Figura 9.17** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie (Esb/Eeeng ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb/Eeeng con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 4 Sesión 1.



**Figura 9.18** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie (Esb/Eeeng ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb/Eeeng con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d). Resultados del Sujeto 5 Sesión 3.

Las tablas 9.3 y 9.4 muestran el índice de estacionariedad promedio y su desviación estándar para cada una de las fases del CMMI, obtenidas para cada sujeto en estudio así como para el global de sujetos.

**Tabla 9.3.** Media±sd del indicador de estacionariedad según el parámetro Esb/Eeeng, para cada fase del CMMI del EeNG de superficie

		Sujeto 1		Sujeto 2		Sujeto 3	
		N	%Estac.	N	%Estac.	N	%Estac.
L=120s	Fase I	5440	85.3±7.8	1420	88.0±15.5	2320	89.5±13.3
	Fase II	5280	86.8±5.2	2430	83.3±19.8	1570	83.6±19.5
	Fase III	200	92.6±3.9	80	93.0±5.4	120	96.2±5.8
L=60s	Fase I	10880	87.4±15.7	2840	90.3±13.1	4640	92.0±11.4
	Fase II	10560	89.0±13.9	4860	87.6±15.8	3140	85.4±17.7
	Fase III	400	95.4±6.1	160	92.4±7.4	240	97.2±3.4
L=10s	Fase I	65280	94.4±7.8	17040	95.5±6.5	27840	94.5±6.5
	Fase II	63360	96.9±5.2	29160	95.0±8.1	18840	95.2±7.1
	Fase III	2400	97.7±3.9	960	91.7±9.3	1440	97.9±3.5

**Tabla 9.4.** Media±sd del indicador de estacionariedad según el parámetro Esb/Eeeng, para cada fase del CMMI del EeNG de superficie

		Sujeto 4		Sujeto 5		GLOBAL	
		N	%Estac.	N	%Estac.	N	%Estac.
L=120s	Fase I	2420	91.4±9.3	4860	87.4±15.5	<b>16460</b>	<b>87.6±15.5</b>
	Fase II	2880	91.7±10.8	6010	84.8±19.1	<b>18170</b>	<b>86.2±17.8</b>
	Fase III	150	91.3±10.6	230	92.0±8.1	<b>780</b>	<b>92.7±8.0</b>
L=60s	Fase I	4840	95.4±6.0	9720	90.9±9.6	<b>32920</b>	<b>90.5±12.4</b>
	Fase II	5760	95.9±5.6	12020	86.3±16.2	<b>36340</b>	<b>88.7±14.8</b>
	Fase III	300	95.8±6.1	460	93.2±7.7	<b>1560</b>	<b>94.8±6.6</b>
L=10s	Fase I	29040	92.4±9.0	58320	93.9±7.4	<b>197520</b>	<b>94.1±7.7</b>
	Fase II	34560	93.8±7.8	72120	95.2±6.4	<b>218040</b>	<b>95.5±6.7</b>
	Fase III	1800	90.5±11.2	2760	94.3±7.7	<b>9360</b>	<b>94.7±8.0</b>

Al igual que sucedía para el EEnG interno, los mayores índices de estacionariedad se obtienen para la fase III. También, salvo para  $L=10s$ , los índices obtenidos para la fase I son superiores a los obtenidos para la fase II. Sin embargo, las diferencias entre los índices obtenidos para ambas fases (I y II) son menores que para el caso interno. De estas tablas, también se deduce que con un tamaño de ventana de  $L=10s$  se obtienen índices de estacionariedad mayores que para  $L=60s$  y  $L=120s$ . En el siguiente apartado se realiza un estudio específico de la influencia del ancho de ventana de análisis sobre el porcentaje de estacionariedad de la señal.

### 9.2. %Estacionariedad vs Ancho Ventana

Con el fin de determinar qué longitud de ventana satisface en mayor grado la condición de estacionariedad requerida para la óptima aplicación del análisis espectral, se aplicó sobre cada sesión de registro del EEnG el algoritmo de estudio de estacionariedad descrito en el apartado 6.7, para distintos anchos de ventana:  $L=10s, 20s, 30s, 60, 90s, y 120s$ .

#### 9.2.1. Electroenterograma Interno

Las figuras 9.19-9.23 representan el porcentaje de estacionariedad promedio obtenido para las distintas sesiones de cada sujeto en estudio en función del ancho de ventana ( $L$ ) para el EEnG interno. Las distintas trazas de cada gráfica representan los porcentajes de estacionariedad promedio con cada parámetro espectral:  $Esb, Esb/Eeeng, FM$  y  $FSD$ .

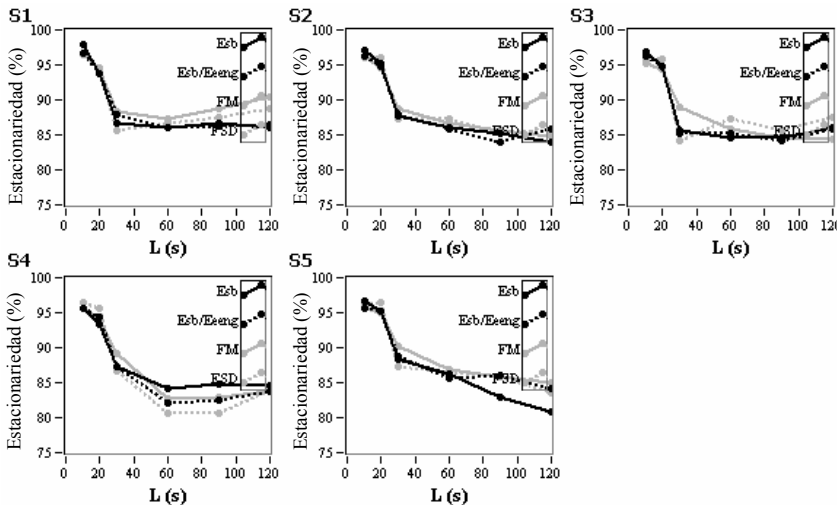


Figura 9.19. Porcentaje de estacionariedad promedio del EEnG interno del Perro 1 para cada sesión de registro (S1, S2, S3, S4 y S5) para distintos anchos de ventana ( $L$ )

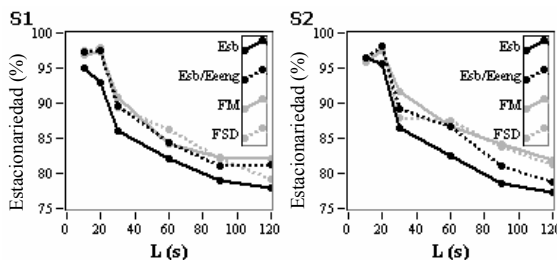
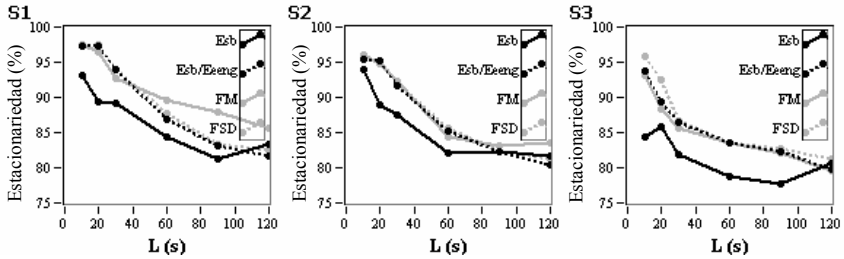
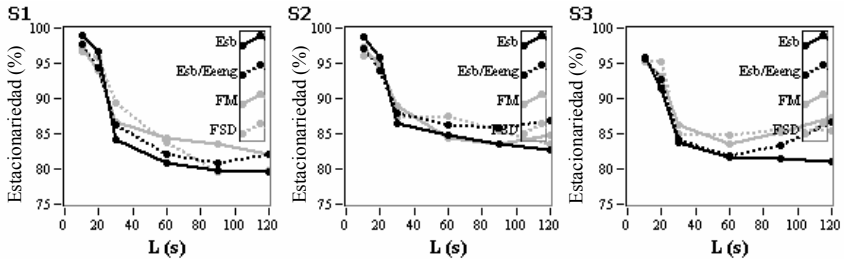


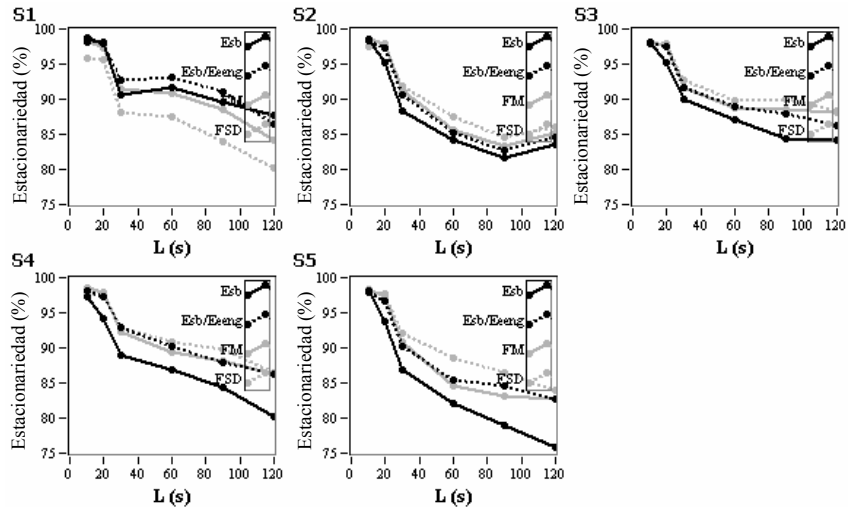
Figura 9.20. Porcentaje de estacionariedad promedio del EEnG interno del Perro 2 para cada sesión de registro (S1 y S2) para distintos anchos de ventana ( $L$ )



**Figura 9.21.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG interno del Perro 3 para cada sesión de registro (S1, S2 y S3) para distintos anchos de ventana (L)



**Figura 9.22.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG interno del Perro 4 para cada sesión de registro (S1, S2 y S3) para distintos anchos de ventana (L)



**Figura 9.23.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG interno del Perro 5 para cada sesión de registro (S1, S2, S3, S4 y S5) para distintos anchos de ventana (L)

La tendencia general de los índices de estacionariedad obtenidos es que cuanto menor es el ancho de ventana (L), mayor es el porcentaje de estacionariedad del EENG interno a lo largo de la sesión. Este hecho se puede observar claramente en la figura 9.24 en que se muestra, para cada parámetro espectral de clasificación, el porcentaje de estacionariedad promedio de todas las sesiones y sujetos para L=10s, 20s, 30s, 60s, 90s y 120s. Sin embargo, en algunas sesiones de registro existen excepciones a esta regla. En la sesión 2 de perro 2 (figura 9.20 S2) y sesión 3 del perro 3 (figura 9.21 S3) disminuye el porcentaje de estacionariedad al pasar de L=20s a L=10s. Son más los casos en que para 1 o varios

parámetros, disminuye el porcentaje de estacionariedad al pasar de L=120s a L=90s: figura 9.19 S1, S3 y S4, figura 9.21 S1 y S3, figura 9.22 S1, S2 y S3, figura 9.23 S2.

Pese a que para cada tamaño de ventana L, si existen diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0.05$ ) entre los porcentajes de estacionariedad promedio obtenidos de los distintos parámetros espectrales, gráficamente (figura 9.24) se observa un gran parecido entre las distintas trazas. Todos los índices de estacionariedad promedio decrecen a medida que aumenta L. Destacar que la pendiente de este descenso es máxima para el paso de L=20s a L=30s. Siendo esta pendiente menor entre L=60s y L=90s y prácticamente nula entre L=90s y 120s. También se observa que tan sólo con L=10s y L=20s se alcanzan índices de estacionariedad promedio superiores al 95%; siendo superiores para L=10s.

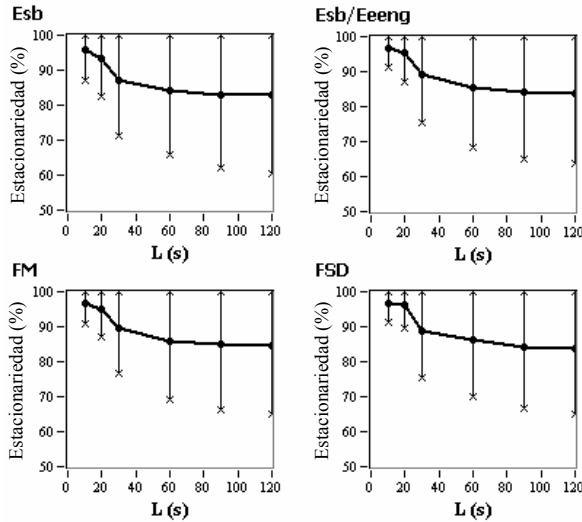


Figura 9.24. Porcentaje de estacionariedad promedio  $\pm$  desviación típica (5 sujetos, 18 sesiones) del EENG interno para distintos anchos de ventana (L)

### 9.2.2. Electroenterograma de Superficie

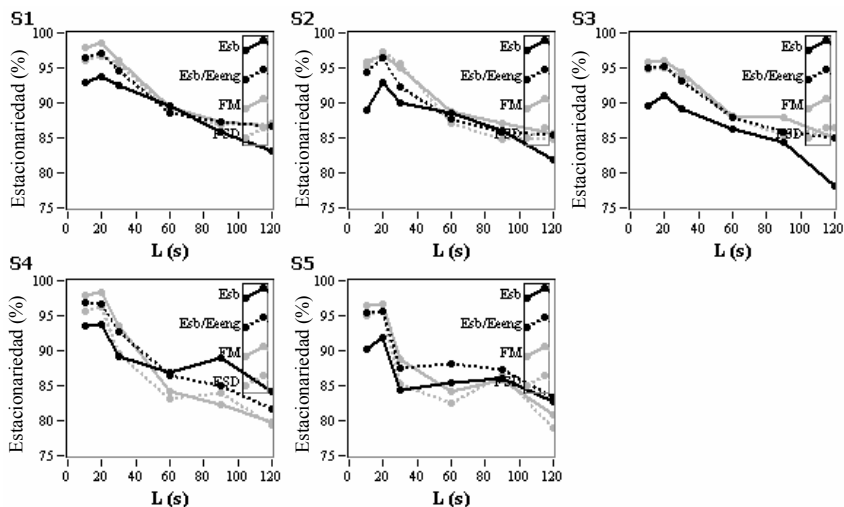
Las figuras 9.25-9.29 representan el porcentaje de estacionariedad promedio obtenido para las distintas sesiones de cada sujeto en estudio en función del ancho de ventana (L) para el EENG de superficie. Las distintas trazas de cada gráfica representan los porcentajes de estacionariedad obtenidos con cada parámetro espectral: Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD.

Al igual que ocurría con el EENG interno, la tendencia de los porcentajes de estacionariedad promedio de cada sesión es aumentar a medida que L es menor. No obstante, hay que destacar que para el EENG de superficie existe un mayor número de casos en los que se rompe esta tendencia.

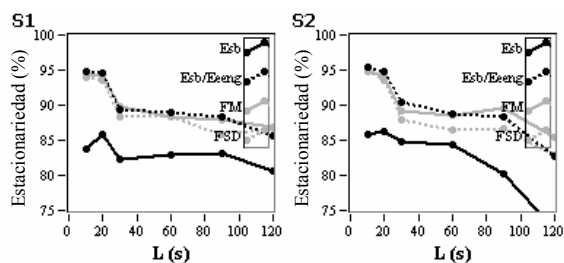
La figura 9.30 muestra, para cada parámetro espectral de clasificación del EENG de superficie, el porcentaje de estacionariedad promedio de todas las sesiones y sujetos para L=10s, 20s, 30s, 60s, 90s y 120s. Esta figura pone de manifiesto la tendencia anteriormente citada de obtener un mayor porcentaje de estacionariedad al reducir el ancho de ventana de análisis. Al igual que para el EENG interno la pendiente es máxima para el paso de L=30s a L=20s. Sin embargo, comparando los resultados obtenidos para L=10s y L=20s, se observa que los máximos porcentajes de estacionariedad se obtienen para L=20s. Concretamente,

salvo para el índice de estacionariedad calculado a partir de  $E_{sb}$ , con un ancho de ventana de  $L=20s$  se alcanzan índices de estacionariedad promedio superiores al 95%.

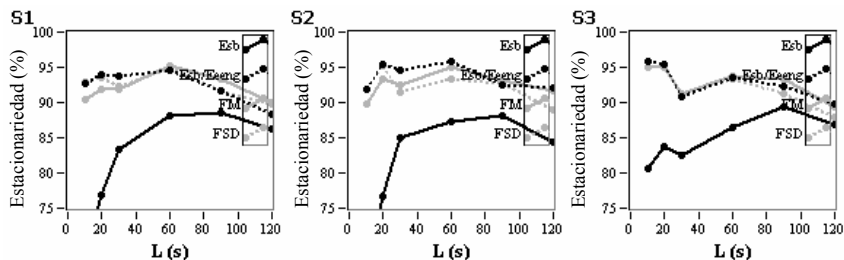
En cuanto a la comparación de índices de estacionariedad provenientes de los distintos parámetros espectrales considerados, gráficamente existe un gran parecido para  $E_{sb}/E_{eeng}$ , FM y FSD. Sin embargo, también cabe destacar que para el EENG de superficie, como se observa en la figura 9.30 y en la práctica totalidad de los casos de las figuras 9.25-9.29, para cada  $L$  el menor índice de estacionariedad es el correspondiente al parámetro espectral  $E_{sb}$ .



**Figura 9.25.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG superficie del Perro 1 para cada sesión de registro (S1, S2, S3, S4 y S5) para distintos anchos de ventana ( $L$ )



**Figura 9.26.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG superficie del Perro 2 para cada sesión de registro (S1 y S2) para distintos anchos de ventana ( $L$ )



**Figura 9.27.** Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG superficie del Perro 3 para cada sesión de registro (S1, S2 y S3) para distintos anchos de ventana ( $L$ )

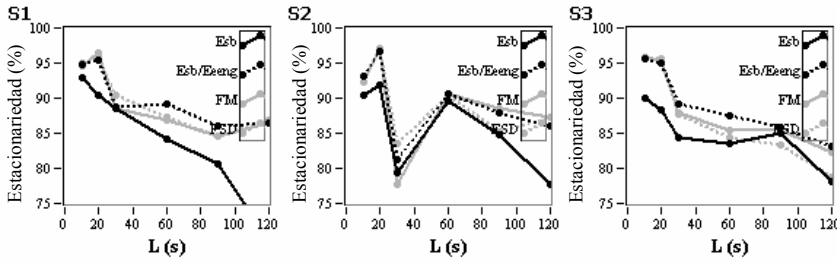


Figura 9.28. Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG superficie del Perro 4 para cada sesión de registro (S1, S2 y S3) para distintos anchos de ventana (L)

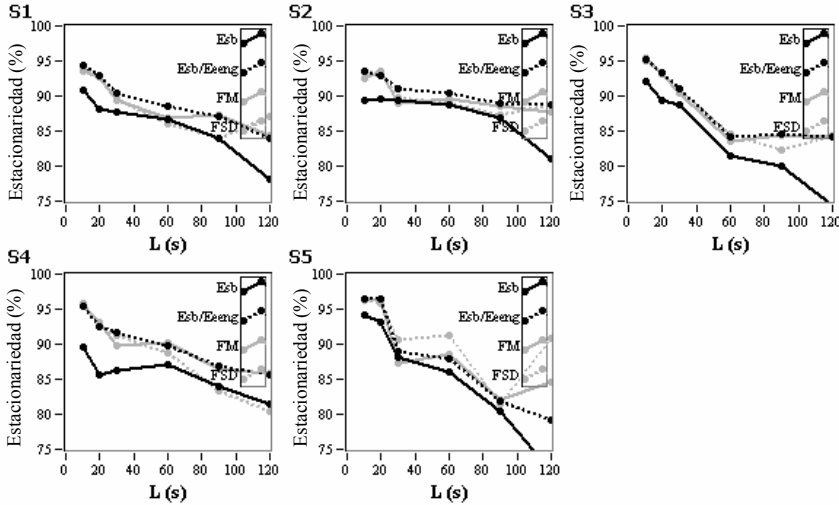


Figura 9.29. Porcentaje de estacionariedad promedio del EENG superficie del Perro 5 para cada sesión de registro (S1, S2, S3, S4 y S5) para distintos anchos de ventana (L)

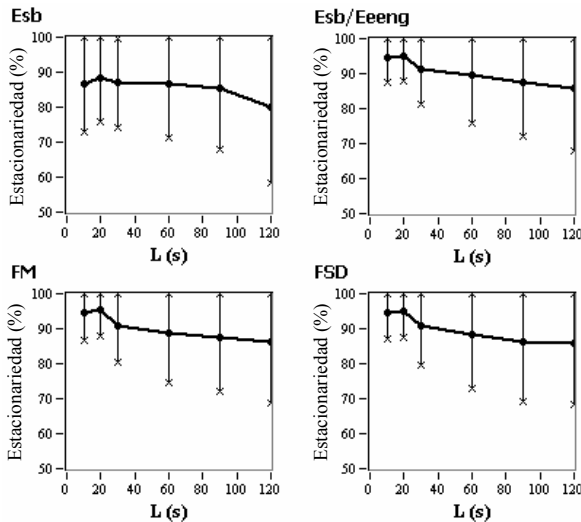


Figura 9.30. Porcentaje de estacionariedad promedio  $\pm$  desviación típica (5 sujetos, 18 sesiones) del EENG de superficie para distintos anchos de ventana (L)



A modo de resumen, las tablas 9.5 y 9.6 recogen el porcentaje de estacionariedad promedio y desviación estándar del EEnG interno y de superficie para distintos anchos de ventana (L). Salvo para el parámetro Esb con  $L=10$  s  $L=20$  s, no existen diferencias significativas ( $p<0.05$ ) entre el grado de estacionariedad del EEnG interno y de superficie.

**Tabla 9.5.** Porcentaje de estacionariedad promedio±desviación típica (5 sujetos, 18 sesiones) del EEnG de superficie para distintos anchos de ventana (L).

L	N	%Estac. (Esb)		%Estac. (Esb/Eeeng)	
		Interno	Superficie	Interno	Superficie
10 s	635712	95.92±9.40	86.75±16.06	96.66±5.75	94.75±7.38
20 s	318072	93.41±11.27	88.33±13.72	95.30±8.52	95.16±7.28
30 s	211072	86.98±15.76	86.96±13.23	89.06±13.83	91.16±10.45
60 s	104912	84.18±18.47	86.52±15.64	85.60±17.39	89.40±14.02
90 s	69521	82.85±20.97	85.21±17.74	84.01±19.33	87.60±15.69
120 s	51832	82.74±22.38	80.07±22.36	83.76±20.23	85.83±18.08

**Tabla 9.6.** Porcentaje de estacionariedad promedio±desviación típica (5 sujetos, 18 sesiones) del EEnG de superficie para distintos anchos de ventana (L).

L	N	%Estac. (FM)		%Estac. (FSD)	
		Interno	Superficie	Interno	Superficie
10 s	635712	96.6±6.08	94.58±8.18	96.52±5.45	94.59±7.72
20 s	318072	95.12±8.50	95.25±7.66	96.07±6.72	95.07±7.58
30 s	211072	89.78±13.34	90.85±11.27	88.80±13.64	90.86±11.66
60 s	104912	85.89±17.07	88.94±14.85	86.21±16.55	88.40±15.80
90 s	69521	84.92±18.65	87.7±15.91	84.28±18.00	86.29±17.55
120 s	51832	84.43±19.64	86.07±17.63	83.84±18.93	86.01±17.94

### 9.3. Análisis Dinámico del EEnG. Ventana Variable.

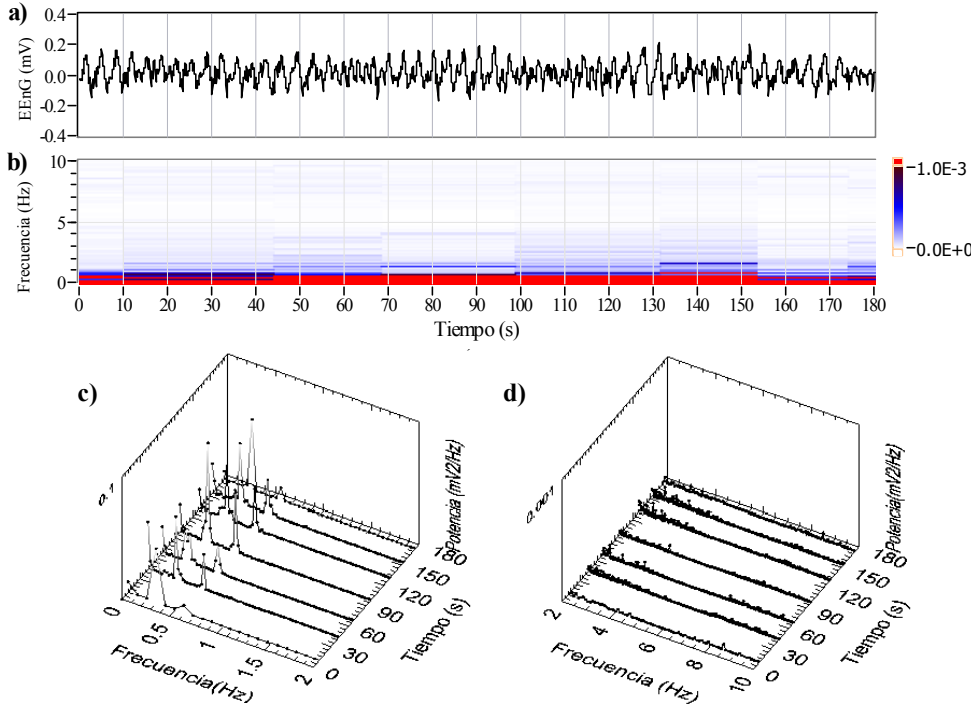
#### 9.3.1. Distribución Tiempo-frecuencia del EEnG

El EEnG consta de una actividad de baja frecuencia siempre presente (la OL) a la que se superpone de manera intermitente una actividad de alta frecuencia de intensidad variable (los SB). Así pues, el rango de frecuencias donde se localiza la energía de la señal variará a lo largo del tiempo con la aparición y desaparición de SB (actividad contráctil). A continuación se muestran los resultados de aplicar un análisis basado en la transformada de Fourier cuyo tamaño de ventana ( $L[k]$ ) se ajusta al contenido espectral del EEnG de superficie a lo largo del tiempo según se describe en el apartado 6.6.3. El resultado de la aplicación del método es

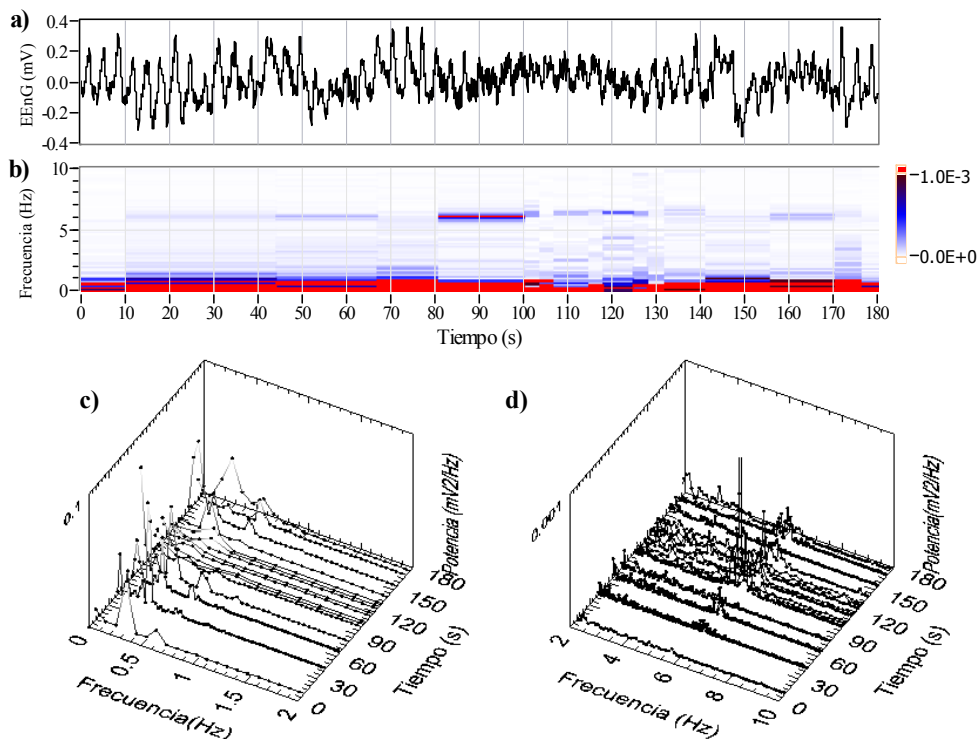
una distribución tiempo-frecuencia cuya precisión varía tanto en tiempo ( $dt[k]=L[k]$ ), como en frecuencia ( $df[k]=1/L[k]$ ). Esta distribución t-f se representará gráficamente mediante gráficas de intensidad así como mediante gráficas 3D.

En la figura 9.31a) se muestra el EEnG de superficie en un periodo de reposo en la actividad contráctil intestinal (sólo OL sin actividad de SB). La figura 9.31b) refleja que, en este caso la energía de la señal está concentrada en las frecuencias por debajo de 1Hz. En estas condiciones, el algoritmo adapta el tamaño de ventana de análisis del EEnG de superficie inicial ( $L_0=10s$ ), a un ancho de ventana mayor ( $L\approx 30s$ ). Esto permite obtener una buena precisión en frecuencia para estudiar la componente de baja frecuencia del EEnG. En la figura 9.31c) se aprecia claramente un pico de energía en torno a los 0.3 Hz y otro de menor amplitud en los alrededores de 0.6 Hz. Por otro lado en la figura 9.31d) se observa como en reposo apenas existe energía en el rango de frecuencias de los SB ( $f>2$  Hz).

La figura 9.32a) muestra un ejemplo de EEnG de superficie durante un periodo de actividad contráctil irregular. La OL está presente durante los 3 minutos de estudio observándose una gran cantidad de energía para frecuencias por debajo de 1 Hz (figura 9.32b). Por otro lado, en la traza del EEnG de superficie (traza a) también se observa actividad de alta frecuencia entre  $t\approx 80s$  hasta  $t\approx 130s$ . En las figuras 9.32b-d) se aprecia como antes de la presencia de esta componente, los tamaños de ventana varían entre  $L\approx 15s-30s$  distinguiéndose el pico fundamental de la OL y su primer armónico. En el intervalo temporal en que la actividad de alta frecuencia está presente, los anchos de ventana se acortan alcanzándose valores inferiores a 5s. Esto supone una mejor localización en el tiempo del momento en que desaparece esta actividad de alta frecuencia. Sin embargo, también supone



**Figura 9.31.** EEnG de superficie en periodo de inactividad contráctil a); distribución tiempo-frecuencia de la energía del EEnG: gráfico intensidad (b), frecuencias rango OL (c), frecuencias rango SB (d).  $L_0=10s$ .

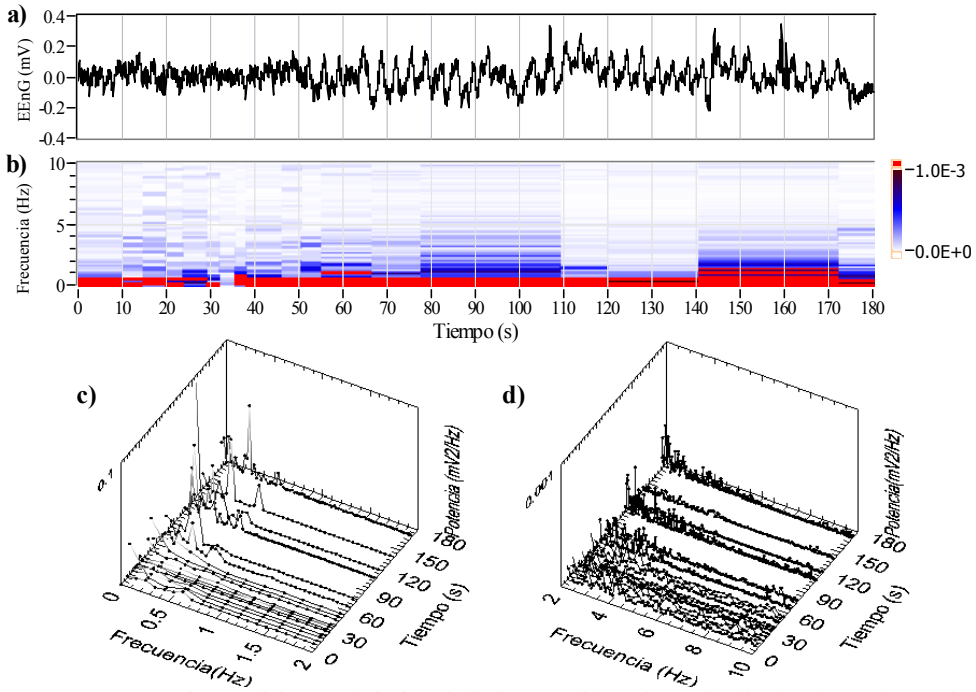


**Figura 9.32.** EEnG de superficie en periodo de actividad contráctil irregular a); distribución tiempo-frecuencia de la energía del EEnG: gráfico intensidad (b), frecuencias rango OL (c), frecuencias rango SB (d).  $L_0=10$ s.

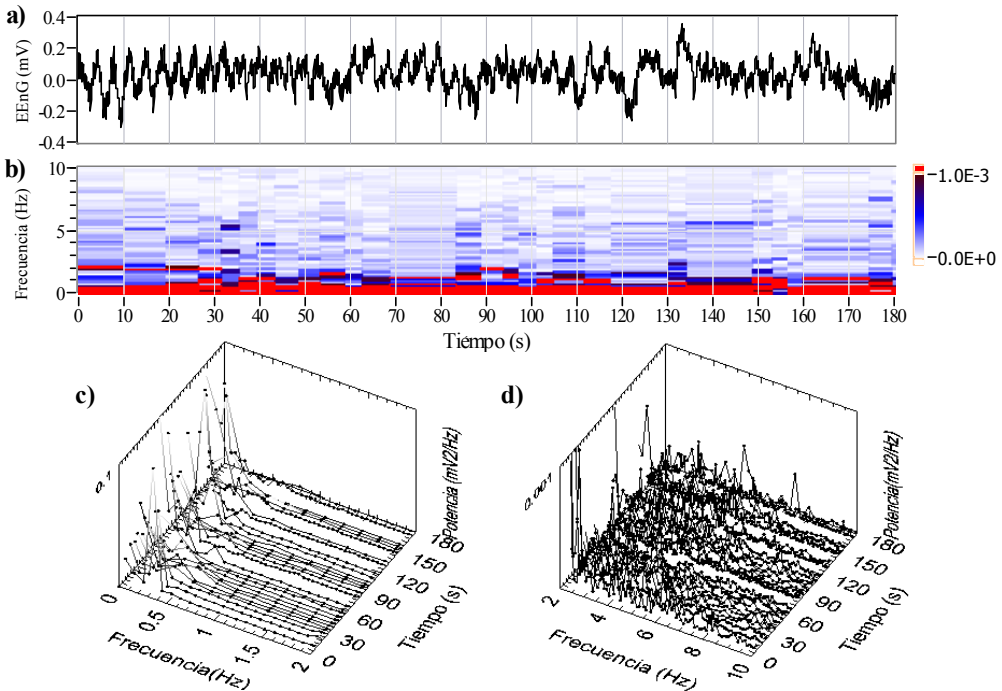
una peor resolución en frecuencia como se observa en el grosor de las bandas de intensidad constante en la figura 9.32b) o en el número de puntos de las trazas de la figura 9.32c). Una vez la actividad de alta frecuencia ha desaparecido ( $t \approx 130$ s) los tamaños de ventana vuelven a aumentar y con ello la precisión en frecuencia para la caracterización de la componente de baja frecuencia (única presente en esos momentos).

La figura 9.33 constituye un nuevo ejemplo del análisis del EEnG de superficie en periodos de actividad contráctil irregular. En este caso, como se observa en la figura 9.33a) existe actividad de alta frecuencia (SB) superpuesta a la OL desde  $t=0$ s hasta  $t \approx 60$ s. Al igual que ocurría en el caso anterior, en este intervalo se tiene una mayor resolución temporal que cuando sólo existe OL ( $t > 60$ s), si bien se pierde precisión en frecuencia.

Finalmente, la figura 9.34 muestra el resultado de analizar con ancho de ventana variable el EEnG de superficie en un periodo de máxima actividad contráctil. En la figura 9.34b) se observa como además de la banda de energía de baja frecuencia (por debajo de 1 Hz), existe energía de alta frecuencia durante todo el tiempo. La figura 9.34d) muestra como en este periodo de máxima actividad contráctil, la energía en el rango de los SB es mayor que en los casos anteriores (figuras 9.30-9.33). También se observa como la resolución temporal es mayor que en los otros casos (ventanas más cortas). Asimismo, la figura 9.33c) pone de manifiesto como en estas condiciones, se tiene menor precisión para determinar la frecuencia del pico fundamental de energía asociado a la OL. De igual forma la identificación de los armónicos también resulta más complicada.



**Figura 9.33.** EENG de superficie en periodo de actividad contráctil irregular a); distribución tiempo-frecuencia del la energía del EENG: gráfico intensidad (b), frecuencias rango OL (c), frecuencias rango SB (d)



**Figura 9.34.** EENG de superficie en periodo de máxima actividad contráctil a); distribución tiempo-frecuencia de la energía del EENG: gráfico intensidad (b), frecuencias rango OL (c), frecuencias rango SB (d)

### 9.3.2. Estadísticas de Aplicación del Método

Tal y como se define el algoritmo de aplicación del análisis del EENG (ecuaciones (6.68) y (6.69) del apartado 6.6.3.1), el ancho de ventana de análisis se fija en base a mantener una precisión en frecuencia relativa ( $df/f_{cs}=1/C$ ) constante. Sin embargo, para evitar ecuaciones recurrentes y facilitar el cálculo en tiempo real, en ancho de ventana en cada instante ( $L[k]$ ) se obtiene a partir de la información de la ventana anterior ( $k-1$ ). Las tablas 9.7-9.12 muestran los descriptores estadísticos descritos en el apartado 6.6.3.2 del ancho de ventana ( $L$ ) y de la relación ( $C$ ) para cada ventana de análisis del EENG de superficie a lo largo de las distintas sesiones de registro y para cada sujeto.

**Tabla 9.7.** Media $\pm$ sd del parámetro  $C$ , e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana ( $L$ ) correspondientes al Sujeto 1.

	N	$C[k]=f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sesión 1.1</b>	2198	21.44 $\pm$ 8.33	[2.84, 10.00]
<b>Sesión 1.2</b>	1984	21.18 $\pm$ 7.45	[2.93, 15.75]
<b>Sesión 1.3</b>	1368	21.38 $\pm$ 8.08	[3.10, 12.80]
<b>Sesión 1.4</b>	2252	20.70 $\pm$ 5.45	[2.84, 12.80]
<b>Sesión 1.5</b>	1432	21.29 $\pm$ 8.11	[3.01, 15.75]
<b>MEDIA</b>	<b>9234</b>	<b>21.17<math>\pm</math>7.46</b>	<b>[2.93, 13.65]</b>

**Tabla 9.8.** Media $\pm$ sd del parámetro  $C$ , e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana ( $L$ ) correspondientes al Sujeto 2.

	N	$C[k]=f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sesión 2.1</b>	623	23.34 $\pm$ 15.77	[3.10, 27.31]
<b>Sesión 2.2</b>	718	23.09 $\pm$ 13.53	[3.20, 31.51]
<b>MEDIA</b>	<b>1341</b>	<b>23.21<math>\pm</math>14.61</b>	<b>[3.10, 31.51]</b>

**Tabla 9.9.** Media $\pm$ sd del parámetro  $C$ , e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana ( $L$ ) correspondientes al Sujeto 3.

	N	$C[k]=f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sesión 3.1</b>	1598	21.52 $\pm$ 8.35	[3.01, 10.24]
<b>Sesión 3.2</b>	1236	22.26 $\pm$ 10.88	[3.10, 12.80]
<b>Sesión 3.3</b>	916	21.24 $\pm$ 7.55	[2.69, 11.38]
<b>MEDIA</b>	<b>3750</b>	<b>21.69<math>\pm</math>9.10</b>	<b>[2.93, 11.38]</b>

**Tabla 9.10.** Media $\pm$ sd del parámetro C, e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana (L) correspondientes al Sujeto 4.

	N	C[k]= $f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sesión 4.1</b>	778	22.61 $\pm$ 12.1	[4.02,25.60]
<b>Sesión 4.2</b>	1001	22.66 $\pm$ 12.38	[4.62, 25.60]
<b>Sesión 4.3</b>	1240	22.70 $\pm$ 12.58	[3.79, 22.76]
<b>MEDIA</b>	<b>3019</b>	<b>22.66<math>\pm</math>12.39</b>	<b>[4.02, 24.09]</b>

**Tabla 9.11.** Media $\pm$ sd del parámetro C, e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana (L) correspondientes al Sujeto 5.

	N	C[k]= $f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sesión 5.1</b>	1496	21.57 $\pm$ 8.70	[3.30, 12.05]
<b>Sesión 5.2</b>	1771	21.99 $\pm$ 9.91	[3.30, 12.05]
<b>Sesión 5.3</b>	2586	21.92 $\pm$ 9.82	[2.84, 9.75]
<b>Sesión 5.4</b>	973	21.82 $\pm$ 9.41	[3.41, 12.80]
<b>Sesión 5.5</b>	1177	21.66 $\pm$ 9.11	[2.93, 10.24]
<b>MEDIA</b>	<b>8003</b>	<b>21.82<math>\pm</math>9.49</b>	<b>[2.91, 11.38]</b>

**Tabla 9.12.** Media $\pm$ sd del parámetro C, e intervalo confianza ( $\alpha=0.05$ ) del ancho de ventana (L) correspondientes a todos los Sujetos en estudio.

	N	C[k]= $f_{cs}[k]/df[k]$	L (s)
<b>Sujeto 1</b>	9234	21.17 $\pm$ 7.46	[2.93, 13.65]
<b>Sujeto 2</b>	1341	23.21 $\pm$ 14.61	[3.10, 31.51]
<b>Sujeto 3</b>	3750	21.69 $\pm$ 9.10	[2.93, 11.38]
<b>Sujeto 4</b>	3019	22.66 $\pm$ 12.39	[4.02, 24.09]
<b>Sujeto 5</b>	8003	21.82 $\pm$ 9.49	[2.91, 11.38]
<b>GLOBAL</b>	<b>25347</b>	<b>21.74<math>\pm</math>9.53</b>	<b>[3.01, 17.81]</b>

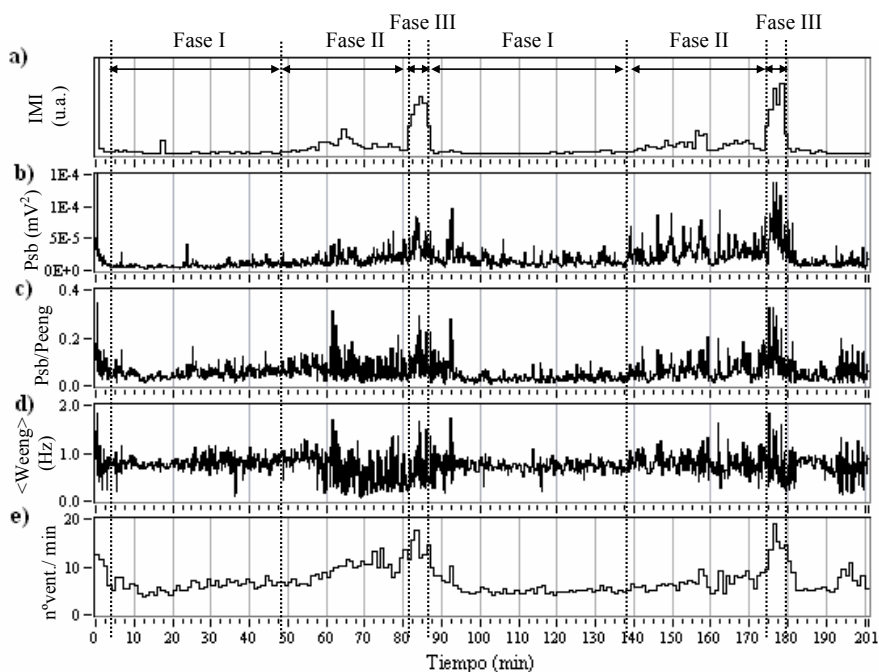
Si se atiende a los resultados de cada sesión para cada sujeto en estudio (tablas 9.7-9.11), destaca la homogeneidad de los resultados. No obteniéndose diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) para la distribución de C entre distintas sesiones de un mismo sujeto excepto para las sesiones 1.4 y 3.2. En el global del estudio (tabla 9.12), se observa como el parámetro C

presenta un valor promedio (21.74) muy próximo al deseado ( $C=20$ ), aunque con una elevada variabilidad ( $sd=9.53$ ).

Por otro lado, respecto al ancho de ventana ( $L$ ), nuevamente, para un mismo sujeto en estudio (tablas 9.7-9.11), las distintas sesiones de registro presentan resultados muy similares. Sin embargo, hay que destacar que los resultados obtenidos varían de una forma considerable entre distintos sujetos en estudio; especialmente para el límite superior del rango de variación de  $L$ . En el estudio global, el ancho de ventana ( $L$ ) varía entre 3.01 s y 17.81 s ( $\alpha=0.05$ , tabla 9.12), lo que considerando frecuencia repetición de  $OL \approx 18\text{cpm}$ , aproximadamente equivale a ventanas de entre 1 y 5  $OL$ .

### 9.3.3. Cuantificación de la Actividad Contráctil

En el apartado 9.3.1 se ha visto en el dominio tiempo-frecuencia el resultado de aplicar un análisis basado en el periodograma con un ancho de ventana ajustable. En el apartado 6.6.3.3 de métodos se definen tres funciones temporales derivadas esta distribución t-f adaptativa, que tratan de cuantificar los cambios en el espectro asociados a la presencia e intensidad de SB. Las trazas b), c) y d) de la figura 9.35 muestran las funciones temporales  $Psb(t_k)$ ,  $Psb/Peeng(t_k)$  y  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ , derivadas del análisis del EEnG de superficie con ancho de ventana variable a lo largo de una sesión de registro. Estas funciones temporales, presentan una precisión en el tiempo variable; la traza e) indica el número de ventanas aplicadas sobre cada minuto de señal externa, es decir la cantidad de indicadores externos de actividad calculados por minuto. Por otro lado, la traza a) representa el índice de motilidad intestinal interno resultado de aplicar un análisis espectral con ventanas de 1 minuto sobre el EEnG interno de referencia.

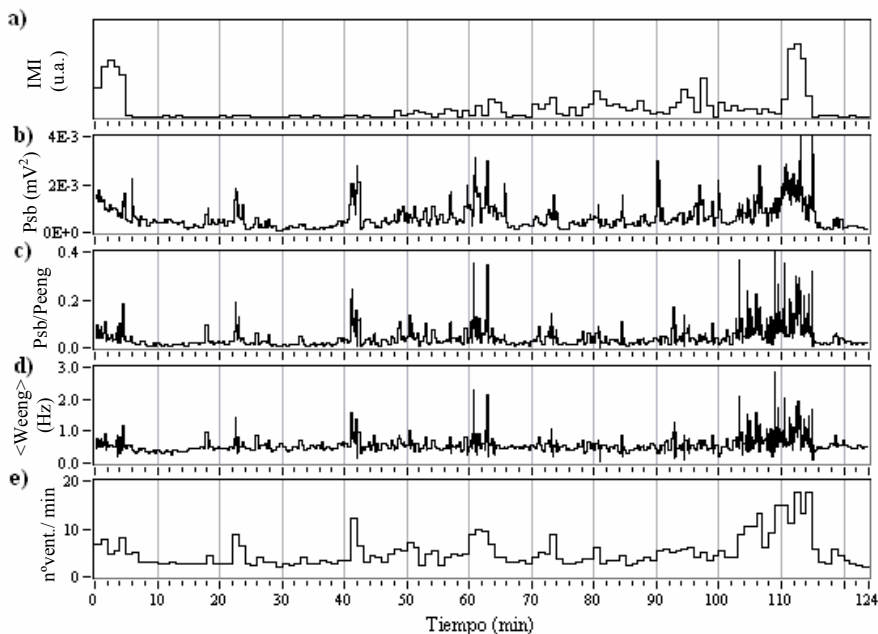


**Figura 9.35.** Evolución temporal a lo largo de una sesión de registro de: (a) índice de motilidad intestinal interno (1 dato por minuto); las funciones temporales (b)  $Psb(t_k)$ , (c)  $Psb/Peeng(t_k)$ , y (d)  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ; y (e); número de ventanas de análisis por minuto. Resultados del Sujeto 1 Sesión 5.

Se observa una gran similitud entre el marginal temporal  $Psb(t_k)$  (traza b) y el IMI interno (traza a), describiendo ambos el patrón de motilidad en ayunas. Pese a que la relación entre los marginales temporales y el IMI se cuantificarán en el próximo apartado, en la figura 9.35 se aprecia como  $Psb/Peeng(t_k)$  y  $\langle Weeng \rangle(t_k)$  presentan un menor parecido con el IMI interno que  $Psb(t_k)$ .

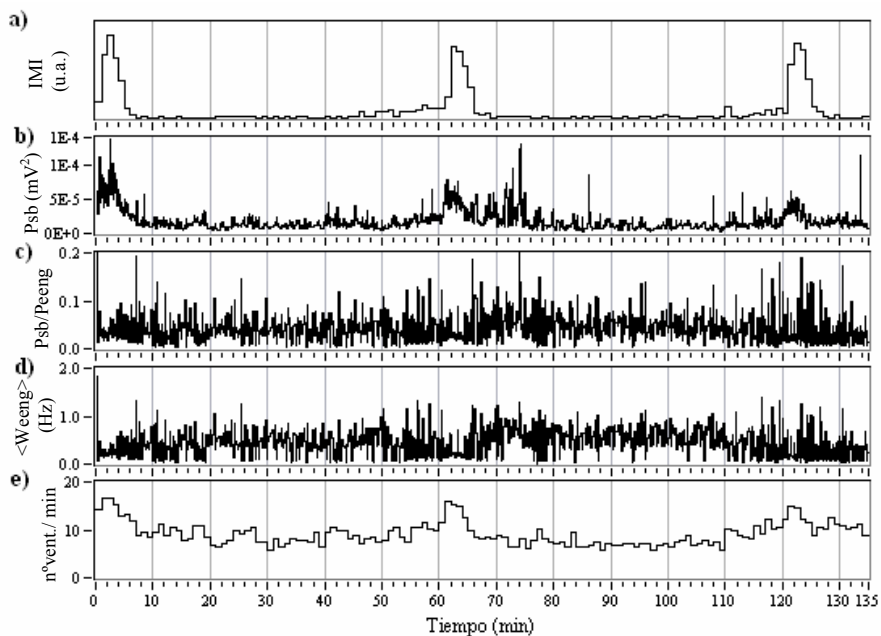
Por otro lado, como se observa en evolución temporal del IMI (traza a, figura 9.35), en el paso de fase II a fase III y de fase III a fase I, la actividad contráctil intestinal se incrementa y decrecienta rápidamente. Con el análisis convencional como en el caso de la señal interna (traza a), la resolución temporal es fija (de 1 minuto), y estas transiciones se localizan peor en el tiempo. Con la técnica aplicada sobre el EENG de superficie, durante la fase III se realizan 15~18 ventanas por minuto (traza e) lo que supone que se tiene un índice de actividad contráctil intestinal prácticamente para cada OL individual (18 OL por minuto), lo que permite una mejor caracterización en el tiempo de estas transiciones. Por otro lado, durante la fase I (periodo de reposo) se realizan 5~7 ventanas por minuto (aprox. 1 ventana por cada 3 OL) lo que reduce el número de cálculos y mejora la precisión en frecuencia del análisis para caracterizar la componente de baja frecuencia (OL), única presente en este periodo. Finalmente, destacar que durante el periodo de actividad contráctil irregular los anchos de ventana se acortan ( $\approx 10$  vent/min) lo que proporciona una mayor precisión en el tiempo para conocer que OL están acompañadas de ráfagas de SB y cuales no.

Las figuras 9.36-9.39 muestran otras sesiones ejemplo (una por cada sujeto en estudio). Los resultados obtenidos son similares a los comentados en el párrafo anterior, obteniéndose una mayor precisión temporal en las fases II y III, y una mayor precisión en frecuencia durante la fase de inactividad intestinal (fase I). El resto de sesiones, no mostradas, también mostraron similares resultados.

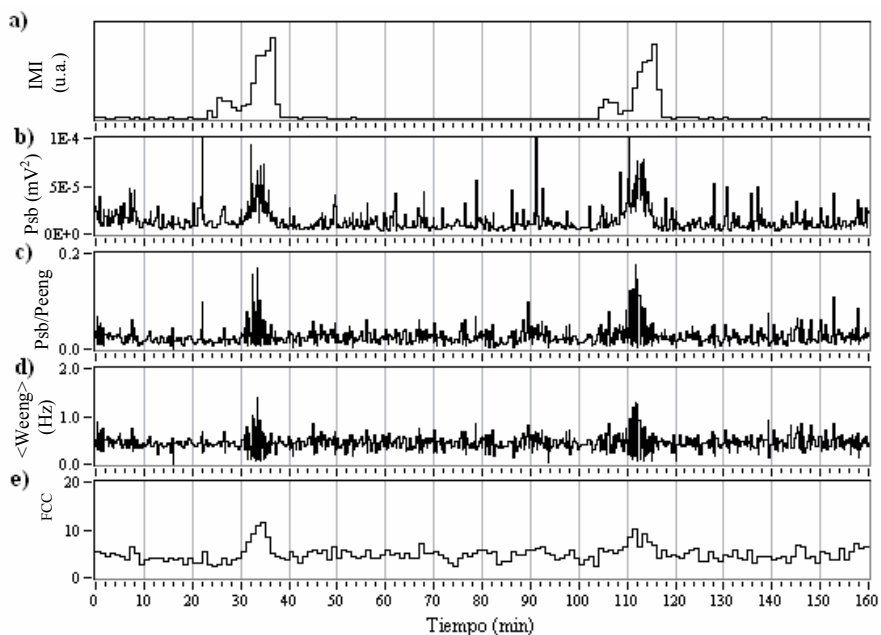


**Figura 9.36.** Evolución temporal a lo largo de una sesión de registro de: (a) índice de motilidad intestinal interno (1 dato por minuto); las funciones temporales (b)  $Psb(t_k)$ , (c)  $Psb/Peeng(t_k)$ , y (d)  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ; y (e); número de ventanas de análisis por minuto. Resultados del Sujeto 2 Sesión 1.

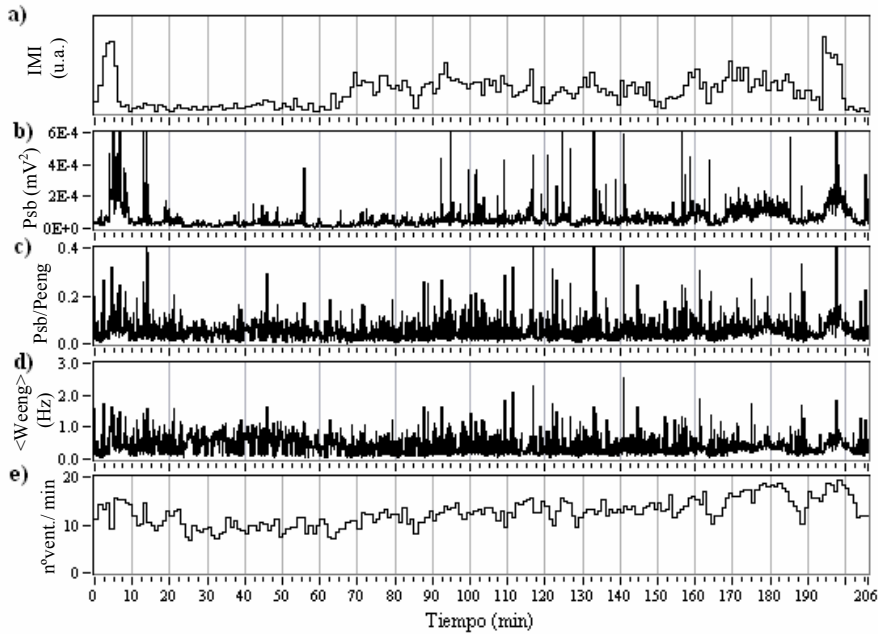




**Figura 9.37.** Evolución temporal a lo largo de una sesión de registro de: (a) índice de motilidad intestinal interno (1 dato por minuto); las funciones temporales (b)  $Psb(t_k)$ , (c)  $Psb/Peeng(t_k)$ , y (d)  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ; y (e); número de ventanas de análisis por minuto. Resultados del Sujeto 3 Sesión 3.



**Figura 9.38.** Evolución temporal a lo largo de una sesión de registro de: (a) índice de motilidad intestinal interno (1 dato por minuto); las funciones temporales (b)  $Psb(t_k)$ , (c)  $Psb/Peeng(t_k)$ , y (d)  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ; y (e); número de ventanas de análisis por minuto. Resultados del Sujeto 4 Sesión 1.



**Figura 9.39.** Evolución temporal a lo largo de una sesión de registro de: (a) índice de motilidad intestinal interno (1 dato por minuto); las funciones temporales (b)  $Psb(t_k)$ , (c)  $Psb/Peeng(t_k)$ , y (d)  $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ; y (e); número de ventanas de análisis por minuto. Resultados del Sujeto 5 Sesión 3.

### 9.3.4. Correlación con IMI Interno

Se ha realizado un estudio de correlación para cuantificar la relación existente entre el grado de actividad contráctil intestinal descrito por los marginales temporales del EEnG de superficie (obtenidos en el apartado anterior) con el índice de motilidad intestinal (IMI) interno a lo largo del tiempo. Se ha optado por obtener FCCmax (apartado 6.5.2) en lugar del coeficiente de correlación sin ajuste de desfase, para poder incluir los resultados correspondientes al sujeto 5, que como se vió en los apartados 8.2 y 8.3 presentaba un claro desfase temporal entre la actividad interna y de superficie. Además, como se describe en el correspondiente apartado de métodos (apartado 6.7.3.4) para ajustar la escala temporal de los marginales de superficie al IMI interno es necesario un promediado de dichos marginales sobre ventanas de 60 s. Las tablas 9.13-9.17 muestran los coeficientes de correlación de los marginales promediados del EEnG de superficie ( $Psb$ ,  $Psb/Peeng$  y  $\langle Weeng \rangle$ ) para cada sesión y sujeto en estudio. La tabla 9.18 muestra estos resultados para el global de las 18 sesiones.

El marginal temporal asociado la potencia en el rango de los SB es el que presenta mayores coeficientes de correlación con el IMI interno para todos los sujetos en estudio (tablas 9.13-9.17). Se alcanza un coeficiente de correlación (FCCmax) promedio de 0.70 para el total de sesiones en estudio (tabla 9.18).

Por otro lado la potencia en el rango de SB normalizada por la potencia total en el rango del EEnG ( $Psb/Peeng$ ) presenta coeficientes de correlación moderadamente altos para los sujetos 1 y 2 (0.64 y 0.56, tabla 9.18). Sin embargo, la relación con el IMI interno es baja para los sujetos 3, 4 y 5 (0.43, 0.40 y 0.27), lo que reduce el coeficiente de correlación promedio del marginal  $Psb/Peeng$  a 0.45 en el global de sujetos, presentado además una elevada variabilidad ( $sd=0.19$ , tabla 9.18).

Finalmente el marginal temporal promediado  $\langle Weeng \rangle$  es el que peor relación muestra con el IMI interno con un valor medio global de  $FCC_{max}=0.24$  (tabla 9.18).

**Tabla 9.13.** FCCmax entre marginales temporales del EEnG de superficie e IMI interno del sujeto 1.

	N	Psb	Psb/Peeng	$\langle Weeng \rangle$
<b>Sesión 1.1</b>	183	0.69	0.63	0.17
<b>Sesión 1.2</b>	242	0.81	0.72	0.18
<b>Sesión 1.3</b>	141	0.64	0.57	0.25
<b>Sesión 1.4</b>	251	0.83	0.70	0.16
<b>Sesión 1.5</b>	201	0.66	0.57	0.26
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.73±0.08</b>	<b>0.64±0.06</b>	<b>0.20±0.04</b>

**Tabla 9.14.** FCCmax entre marginales temporales del EEnG de superficie e IMI interno del sujeto 2.

	N	Psb	Psb/Peeng	$\langle Weeng \rangle$
<b>Sesión 2.1</b>	124	0.59	0.51	0.44
<b>Sesión 2.2</b>	131	0.65	0.60	0.52
<b>MEDIA±SD</b>	<b>2</b>	<b>0.62±0.04</b>	<b>0.56±0.06</b>	<b>0.48±0.06</b>

**Tabla 9.15.** FCCmax entre marginales temporales del EEnG de superficie e IMI interno del sujeto 3

	N	Psb	Psb/Peeng	$\langle Weeng \rangle$
<b>Sesión 3.1</b>	140	0.77	0.54	0.11
<b>Sesión 3.2</b>	135	0.78	0.16	0.25
<b>Sesión 3.3</b>	87	0.87	0.58	0.28
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.81±0.06</b>	<b>0.43±0.23</b>	<b>0.21±0.09</b>

**Tabla 9.16.** FCCmax entre marginales temporales del EEnG de superficie e IMI interno del sujeto 4

	N	Psb	Psb/Peeng	$\langle Weeng \rangle$
<b>Sesión 4.1</b>	160	0.73	0.65	0.44
<b>Sesión 4.2</b>	191	0.57	0.35	0.30
<b>Sesión 4.3</b>	199	0.67	0.19	0.11
<b>MEDIA±SD</b>	<b>3</b>	<b>0.66±0.08</b>	<b>0.40±0.23</b>	<b>0.28±0.17</b>

**Tabla 9.17.** FCCmax entre marginales temporales del EENG de superficie e IMI interno del sujeto 5

	N	Psb	Psb/Peeng	<Weeng>
<b>Sesión 5.1</b>	170	0.58	0.27	0.16
<b>Sesión 5.2</b>	195	0.68	0.16	0.24
<b>Sesión 5.3</b>	206	0.59	0.33	-0.03
<b>Sesión 5.4</b>	119	0.66	0.24	0.19
<b>Sesión 5.5</b>	99	0.75	0.33	0.37
<b>MEDIA±SD</b>	<b>5</b>	<b>0.65±0.07</b>	<b>0.27± 0.07</b>	<b>0.19±0.15</b>

**Tabla 9.18.** Media±sd de FCCmax entre marginales temporales del EENG de superficie e IMI interno de total de sujetos.

	N	Psb	Psb/Peeng	<Weeng>
<b>Sujeto 1</b>	5	0.73±0.08	0.64±0.06	0.20±0.04
<b>Sujeto 2</b>	2	0.62±0.04	0.56±0.06	0.48±0.06
<b>Sujeto 3</b>	3	0.81±0.06	0.43±0.23	0.21±0.09
<b>Sujeto 4</b>	3	0.66±0.08	0.40±0.23	0.28±0.17
<b>Sujeto 5</b>	5	0.65±0.07	0.27± 0.07	0.19±0.15
<b>GLOBAL</b>	<b>18</b>	<b>0.70±0.09</b>	<b>0.45±0.19</b>	<b>0.24±0.14</b>

Con el objetivo de comparar los resultados obtenidos mediante la técnica de análisis de ancho de ventana variable con las técnicas tradicionales de L fija, también se ha obtenido la correlación existente ente los marginales temporales derivados de un análisis con espectrograma de L=60 s (ancho ventana tradicional), y L=3.33 s (≈1 OL) con el IMI interno. Estos resultados se resumen en las tablas 9.19-9.21, las leyendas '60 s', 'vble' y '3.33 s' hacen referencia al ancho de ventana empleado para la obtención de cada marginal temporal. Los rangos de tamaños de ventana empleados mediante la técnica de ancho de ventana ajustable se pueden consultar en la tabla 9.12 del apartado 9.3.2.

El marginal temporal (promediado) Psb obtenido mediante la técnica de análisis de ancho de ventana variable presenta la correlación más alta con el IMI interno (FCCmax=0.70) para el global de estudio (tabla 9.19). Si bien no existen diferencias significativas (p<0.05) con el homólogo calculado sobre ventanas de 60s, sí existen diferencias significativas con los FCCmax obtenidos por Psb con L=3.33 s.

Respecto a los marginales promediados Psb/Peeng y <Weeng>, tal y como reflejan las tablas 9.20 y 9.21, los FCCmax obtenidos para L=60 s y L=3.33 s son superiores a los obtenidos con L variable en todos los casos.

**Tabla 9.19.** Media $\pm$ sd de FCCmax entre el marginal temporal P<sub>sb</sub> (promediado) del EEnG de superficie para L: 60 s, variable y 3.33 s, e IMI interno de los sujetos en estudio y global.

	N	P <sub>sb</sub>		
		60 s	vble	3.33 s
<b>Sujeto 1</b>	5	0.73 $\pm$ 0.10	0.73 $\pm$ 0.08	0.69 $\pm$ 0.13
<b>Sujeto 2</b>	2	0.64 $\pm$ 0.03	0.62 $\pm$ 0.04	0.43 $\pm$ 0.10
<b>Sujeto 3</b>	3	0.80 $\pm$ 0.07	0.81 $\pm$ 0.06	0.75 $\pm$ 0.09
<b>Sujeto 4</b>	3	0.65 $\pm$ 0.03	0.66 $\pm$ 0.08	0.32 $\pm$ 0.12
<b>Sujeto 5</b>	5	0.63 $\pm$ 0.07	0.65 $\pm$ 0.07	0.58 $\pm$ 0.09
<b>GLOBAL</b>	<b>18</b>	<b>0.69<math>\pm</math>0.09</b>	<b>0.70<math>\pm</math>0.09</b>	<b>0.58<math>\pm</math>0.18</b>

**Tabla 9.20.** Media $\pm$ sd de FCCmax entre el marginal temporal P<sub>sb</sub>/Peeng (promediado) del EEnG de superficie para L: 60 s, variable y 3.33 s, e IMI interno de los sujetos en estudio y global.

	N	P <sub>sb</sub> /Peeng		
		60 s	vble	3.33 s
<b>Sujeto 1</b>	5	0.71 $\pm$ 0.08	0.64 $\pm$ 0.06	0.73 $\pm$ 0.08
<b>Sujeto 2</b>	2	0.54 $\pm$ 0.09	0.56 $\pm$ 0.06	0.52 $\pm$ 0.05
<b>Sujeto 3</b>	3	0.79 $\pm$ 0.06	0.43 $\pm$ 0.23	0.74 $\pm$ 0.06
<b>Sujeto 4</b>	3	0.68 $\pm$ 0.11	0.40 $\pm$ 0.23	0.45 $\pm$ 0.26
<b>Sujeto 5</b>	5	0.62 $\pm$ 0.10	0.27 $\pm$ 0.07	0.58 $\pm$ 0.08
<b>GLOBAL</b>	<b>18</b>	<b>0.67<math>\pm</math>0.11</b>	<b>0.45<math>\pm</math>0.19</b>	<b>0.62<math>\pm</math>0.16</b>

**Tabla 9.21.** Media $\pm$ sd de FCCmax entre el marginal temporal <Weeng> (promediado) del EEnG de superficie para L: 60 s, variable y 3.33 s, e IMI interno de los sujetos en estudio y global.

	N	<Weeng>		
		60 s	vble	3.33 s
<b>Sujeto 1</b>	5	0.69 $\pm$ 0.09	0.20 $\pm$ 0.04	0.64 $\pm$ 0.15
<b>Sujeto 2</b>	2	0.49 $\pm$ 0.13	0.48 $\pm$ 0.06	0.43 $\pm$ 0.04
<b>Sujeto 3</b>	3	0.79 $\pm$ 0.09	0.21 $\pm$ 0.09	0.69 $\pm$ 0.12
<b>Sujeto 4</b>	3	0.58 $\pm$ 0.12	0.28 $\pm$ 0.17	0.31 $\pm$ 0.19
<b>Sujeto 5</b>	5	0.58 $\pm$ 0.11	0.19 $\pm$ 0.15	0.51 $\pm$ 0.13
<b>GLOBAL</b>	<b>18</b>	<b>0.63<math>\pm</math>0.13</b>	<b>0.24<math>\pm</math>0.14</b>	<b>0.53<math>\pm</math>0.18</b>



*Capítulo*  
**V**

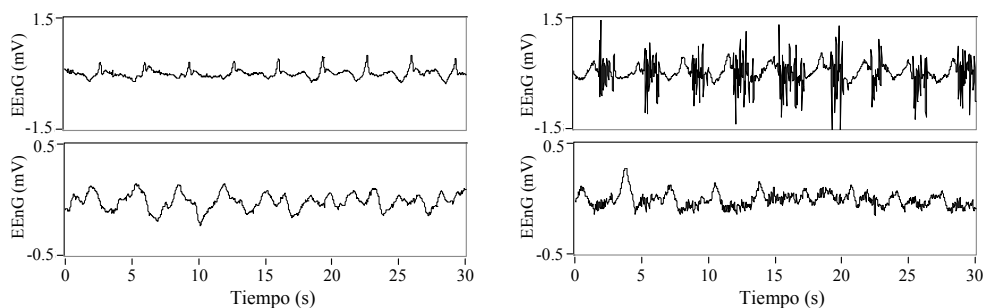
*Discusión*





# 10 *Análisis Espectral del EEnG*

El registro simultáneo señal interna-externa es una técnica utilizada en los trabajos de otros autores para el análisis de la señal mioeléctrica registrada en superficie de origen gástrico [MINTCHEV *ET AL.*, 1997; AKIN Y SUN, 1999], de origen uterino [MANSOUR *ET AL.*, 1996], o el registro magnético en superficie de la propia señal mioeléctrica intestinal [BRADSHAW *ET AL.*, 1997; ALLOS *ET AL.*, 1997]. En la presente tesis doctoral, para el estudio del electroenterograma externo se ha realizado un registro simultáneo (ver figura 10.1) de la señal mioeléctrica intestinal interna, pues es la señal origen de la señal en estudio. De esta forma, las técnicas de análisis desarrolladas en este trabajo, pueden ser evaluadas sobre una señal contrastada como es el EEnG interno. Además la comparación de los resultados obtenidos para ambas señales (externa e interna) permite una mejor interpretación de dichos resultados; así como revelar los efectos de las capas abdominales o la influencia de otras fuentes de señal como el ECG. Es por esto, y por los problemas técnicos [QUIGLEY *ET AL.*, 1992] y fisiológicos [MEARIN Y MALAGELADA, 1993] derivados del registro manométrico, en el cual tiene experiencia nuestro grupo de investigación [PONCE *ET AL.*, 1987; MARTÍNEZ DE JUAN, 1998; MARTÍNEZ-DE-JUAN *ET AL.*, 2000], que en la presente tesis doctoral se ha descartado el registro simultáneo de la presión intestinal para su comparación con el EEnG de superficie, optando por el mencionado registro mioeléctrico interno.



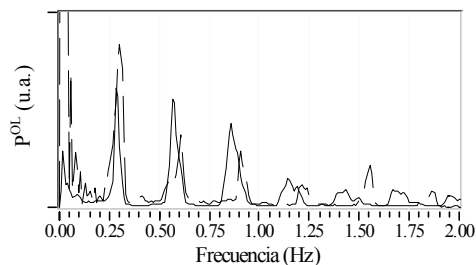
**Figura 10.1.** Registro simultáneo de la señal mioeléctrica intestinal en serosa intestinal (interno, trazas superiores), y en superficie abdominal (externo, trazas inferiores), en periodos de: a) ausencia de actividad contráctil intestinal, y b) periodo de máxima actividad contráctil intestinal.

Estudios previos de la señal mioeléctrica intestinal registrada internamente [MARTÍNEZ-DE-JUAN *ET AL.*, 2000] así como trabajos realizados sobre señales de similares características (EGG, EMG) han demostrado la utilidad de la caracterización de estas señales en el dominio espectral [AKIN Y SUN, 1999; MANSOUR *ET AL.*, 1996]. Para obtener la distribución espectral de potencias (PSD) de una señal se pueden utilizar numerosos

estimadores espectrales. Tal y como se describe en el apartado correspondiente de la introducción (apartado 3.3). Los modelos AR permiten obtener con mayor precisión la frecuencia fundamental de una señal incluso cuando no se dispone de un gran número de datos. Estas técnicas están siendo empleadas en la actualidad por este grupo de investigación para detectar la frecuencia fundamental de la OL del EEnG [MORENO-VAZQUEZ ET AL., 2003]. Sin embargo las técnicas no paramétricas obtienen una mejor representación de la distribución en frecuencias de la energía de la señal [MARPLE, 1987]. Por ello para esta tesis doctoral se decide emplear un estimador no paramétrico, el Periodograma Modificado de Welch. Se elige esta técnica por las posibilidades que presenta para reducir la variabilidad y sesgo de la estimación, así como el efecto de los lóbulos laterales del ventanado aplicado a la señal [MARPLE, 1987]

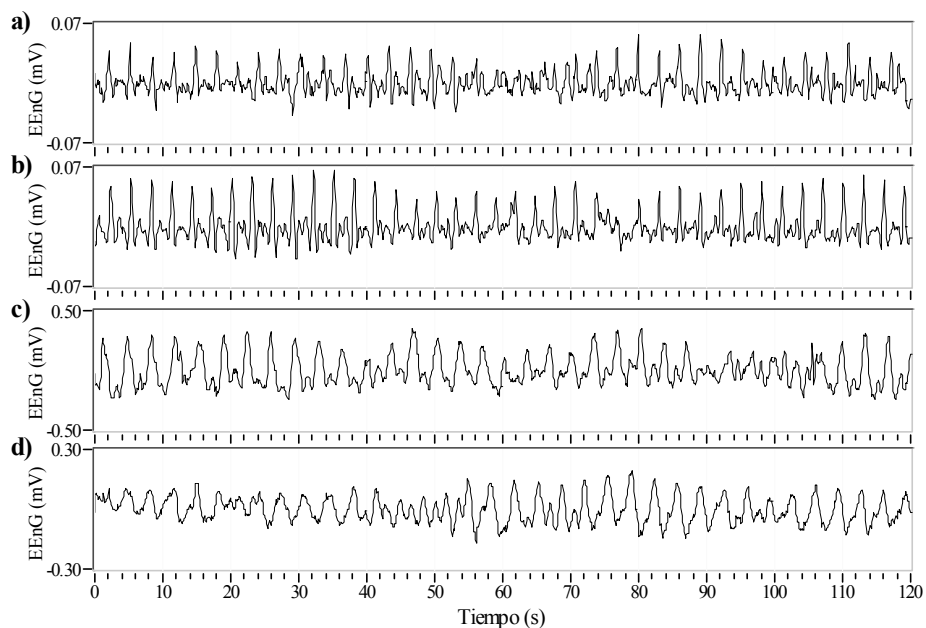
### 10.1. Estudio de la OL

Los resultados del estudio del espectro de potencias de baja frecuencia (0-5 Hz) de los registros interno y externo (figuras 7.2., 7.3, 7.9 y 7.10) muestran que la energía se distribuye en picos de energía situados en frecuencias múltiplo de la frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3\text{Hz}$ , 18cpm). La amplitud de estos picos parece ser máxima para el pico situado en la frecuencia de repetición de la OL y disminuir a medida que aumenta la frecuencia. Este hecho coincide con la bibliografía consultada que tanto mediante modelos AR como mediante transformada de Fourier situaban el pico máximo de la PSD en la frecuencia de repetición de la OL de la especie en estudio [CHEN ET AL., 1993B; BRADSHAW ET AL., 1997; ALLOS ET AL., 1997]. Así pues se deduce que la energía de baja frecuencia de la señal de superficie se debe a la OL de la señal mioeléctrica intestinal, confirmando así la posibilidad de captar la componente de baja frecuencia del EEnG mediante electrodos de contacto situados en superficie abdominal.

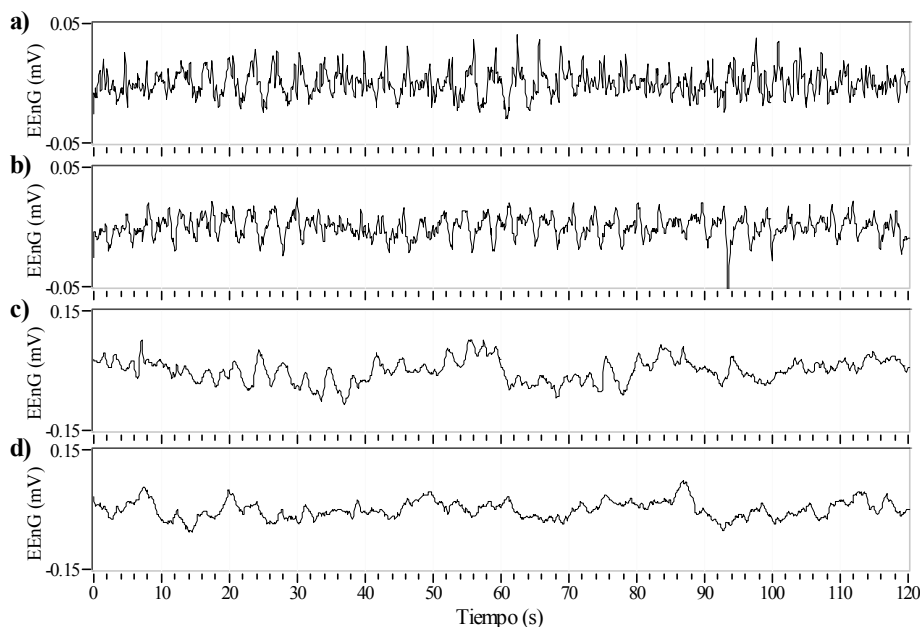


**Figura 10.2.** PSD normalizadas del EEnG interno (línea continua) y de superficie (línea discontinua) en ausencia de actividad

Hay que destacar que en las PSD obtenidas, tanto para el EEnG interno como de superficie, además de los distintos picos de energía múltiplos de la frecuencia de repetición de la OL, existía un contenido energético por debajo de los 0.15 Hz. En este rango de frecuencias la energía podría ser debida a modulaciones de la amplitud de la OL así como a posibles derivas o energía de continua remanente tras el filtrado paso-alto analógico ( $f_c=0.05$  Hz). En las figuras 10.3 y 10.4 se observa como la amplitud de las OL de la señal interna queda modulada por una señal cuya dinámica es mucho más lenta. Esto se refleja en la PSD de la señal como una energía de frecuencia inferior a la de repetición de la OL. Con el fin de evitar la influencia de estos efectos, que no son objeto de estudio de la presente tesis, se considera el espectro de la señal por encima de los 0.15 Hz. Este límite inferior en frecuencia es similar a los empleados por otros autores: 0.16 Hz [BRADSHAW ET AL., 1997; ALLOS ET AL., 1997; SEIDEL ET AL., 1999A-B] o 0.13 Hz [LIN Y CHEN, 1994].



**Figura 10.3.** Ejemplos de registro EENG interno con modulación en amplitud de la OL de las sesiones: a) 1.1, b) 1.2 c) 2.1, d) 2.2



**Figura 10.4.** Ejemplos de registro EENG interno con modulación en amplitud de la OL de las sesiones: a) 3.1, b) 3.2 c) 4.1, d) 4.2

El estudio de energía normalizada en frecuencia reflejaba la contribución energética de cada pico de energía como una serie de escalones cada  $\approx 0.3$  Hz decrecientes en amplitud (figuras 7.4 y 7.14). La contribución energética de cada uno de estos armónicos a la energía total la OL presentaba pocas variaciones entre sesiones de un mismo sujeto en estudio. Sin embargo estas variaciones eran mucho mayores al comparar distintos sujetos. Esto puede deberse a morfología característica de la señal para cada animal. El hecho de que este comportamiento se manifieste de igual forma para el registro interno y de superficie en las distintas sesiones (figuras 7.17 y 7.18, tabla 7.5), parece excluir la hipótesis de que estas diferencias se deban a cambios en el registro por posibles variaciones en la colocación de los elementos sensores.

Otro efecto que se pone de manifiesto en este estudio al comparar los registros internos y de superficie (figura 7.19), es el menor peso relativo de los picos de energía de mayor frecuencia para la señal de superficie. Esto sugiere un comportamiento de filtrado paso-bajo de las capas abdominales, como también se deducirá del estudio de atenuación efectuado (apartado 7.4) que se tratará en este mismo capítulo.

Los límites en frecuencia obtenidos ( $\alpha=0.025$ ) sitúan la frecuencia de corte superior de energía asociada a la OL en  $1.95\pm 0.60$  Hz y  $1.83\pm 0.70$  Hz para el EENG interno y de superficie respectivamente (tabla 7.5). Esto significa que la energía entre los [0.15-2 Hz] constituye la práctica totalidad de la energía asociada a la OL tanto para la señal interna como de superficie. Estos resultados reafirman los límites en frecuencia considerados por otros autores para el EENG interno [MARTÍNEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]. Si bien en ese trabajo el autor fijó los límites mediante un análisis meramente visual. Sin embargo, no coinciden con otros autores que, en estudios del EENG de superficie en humanos, fijan la frecuencia de corte de sus estudios (0.3 Hz) muy próximas a la frecuencia fundamental de la OL (0.2 Hz) [CHEN ET AL., 1993B]. Esto es debido a que el principal objetivo de ese estudio es determinar la frecuencia de repetición de la OL, y no como se distribuye su energía en el espectro.

Finalmente, indicar que en algunas de las distribuciones espectrales de potencia obtenidas (p.e. traza b figura 7.18), se observan picos de energía muy próximos en frecuencia, no pudiendo ser múltiplos de una misma frecuencia de repetición de la OL. Este efecto puede ser debido a variaciones de la frecuencia de repetición de la OL a lo largo de una sesión de registro (duración sesiones mayor de 90 min). Esto manifiesta una falta de estacionariedad de la señal lo que puede suponer una limitación para el análisis espectral de la señal. En el apartado 9 se ha realizado un estudio de estacionariedad del EENG cuyos resultados se discutirán en el apartado 12.

El hecho de ser capaces de registrar la OL de forma no-invasiva, mediante electrodos de contacto en superficie abdominal, puede tener un valor diagnóstico muy importante. De hecho, patologías como la isquemia intestinal o arritmias se reflejan sobre esta componente 'marcapasos' de la actividad intestinal [BRADSHAW ET AL., 1997]. El registro no invasivo de la OL en estas condiciones patológicas ya ha sido llevado a cabo mediante el registro magnetoenterográfico [BRADSHAW ET AL., 1997; SEIDEL ET AL., 1999A-B]. Sin embargo, el equipo tiene un coste muy elevado, existiendo un único ejemplar en Tenesse, EEUU. El registro en superficie abdominal del EENG puede suponer otra alternativa para la detección no-invasiva de estas patologías. Además las perspectivas de aplicación clínica de esta técnica pueden ser mucho mayores dado el menor coste económico del equipo y las menos exigentes condiciones de registro. Por otro lado, el registro magnetoenterográfico tan sólo capta la OL, y ésta no está asociada a las contracciones intestinales. Así, otras patologías y disfunciones intestinales como el íleo paralítico, pseudo-obstrucción intestinal, diarrea, catarsis, sobrecrecimiento bacteriano o el síndrome de intestino irritado que provocan cambios sobre

los patrones de actividad contráctil [QUIGLEY, 1996; HUSEBYE, 1999; WEISBRODT, 1987], pueden no verse reflejados sobre la actividad de la OL. Por tanto, la actividad de los spike bursts (SB) también debe ser medida para la monitorización de la actividad mecánica intestinal.

## **10.2. Estudio de los SB**

Hasta la fecha, no se tiene constancia de trabajos previos que hayan estudiado la presencia de lo SB en registros externos del EEnG. En cuanto a la señal interna, la bibliografía revisada sitúa la energía en de los SB de la señal mioeléctrica intestinal en un rango de frecuencias por encima del asociado a la OL [CRENNER ET AL., 1982; CHALLIS ET AL., 1989; MARTINEZ DE JUAN ET AL., 2000]. Sin embargo, no existe acuerdo en cuanto a los límites en frecuencia a considerar.

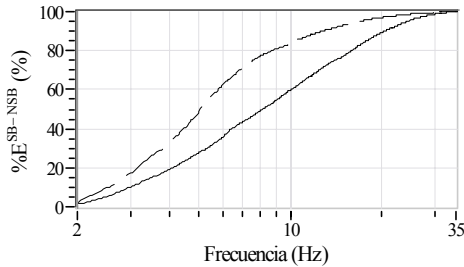
Para el estudio de la energía asociada a los SB se ha obtenido la distribución espectral promedio de los registros de EEnG en ausencia y en máxima presencia de SB; es decir en periodos de inactividad y máxima actividad contráctil intestinal. Este estudio se centra en el análisis del espectro de la señal para frecuencias superiores al rango de la OL (en base a lo concluido en el punto anterior:  $f > 2$  Hz). La relación con la actividad contráctil de la energía de la OL y de la señal, incluyendo este rango de baja frecuencia, se realiza en el posterior estudio de cuantificación de la actividad contráctil (discutido en el apartado 11).

Las PSD obtenidas en periodos de actividad contráctil (presencia de SB) mostraban un aumento significativo de la densidad espectral de potencia para frecuencias por encima de los 2 Hz respecto a las obtenidas en ausencia de actividad (figuras 7.6 y 7.13). Este resultado a nivel interno coincide con otros autores que apuntan que la energía por encima de esta frecuencia es un índice de motilidad intestinal [MARTINEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]. A nivel de superficie esto significa que, al igual que defienden algunos autores sobre la señal gástrica [SMOUT ET AL., 1980; AKIN Y SUN, 1999; AKIN Y SUN, 2002], es posible la captación de energía de SB en el registro de superficie. Este aumento de energía asociada a la aparición de SB parece más acentuado hasta los 8-10 Hz. Para frecuencias por encima de los 10 Hz las diferencias entre las PSD en ausencia y presencia de SB son menores, especialmente para el EEnG de superficie (figura 7.14).

La mayor energía por encima de los 2 Hz en periodos de actividad contráctil, se manifiesta en la disminución del porcentaje de energía total en el rango de la OL, %E(2Hz), en las figuras 7.7 y 7.15. Estas diferencias son menores para el EEnG de superficie, figura 7.15. El peso de la energía por encima de los 2Hz en presencia de actividad contráctil (debida a los SB y posibles interferencias) es similar para sesiones distintas de un mismo sujeto. Sin embargo, al comparar sesiones de animales distintos las diferencias son mayores. En el caso de la señal interna, estos cambios entre sujetos del peso relativo de la energía de los SB respecto a la energía de la OL, podría deberse a diferencias propias de la electrofisiología de cada individuo, y a posibles variaciones debidas a la colocación de electrodos en cada sujeto. En el caso del registro de superficie las características propias de las capas abdominales de cada individuo pueden contribuir adicionalmente a estas variaciones entre individuos.

También se ha de destacar, que en ausencia de SB, mientras para la señal interna la energía en el rango de la OL considerado constituye, como era de esperar, más del 90% de la energía de todo el espectro para todas las sesiones (figura 7.7). En el caso de la señal de superficie (figura 7.15), su peso relativo en algunas sesiones desciende a valores entre el 80% y 90%, lo que manifiesta la existencia de una energía adicional (interferencia, ver figura 10.7) a la cola de energía superior a los 2 Hz de al OL, tal y como se discute en mayor detalle en el apartado 10.4

El estudio de la energía acumulada asociada a los SB ( $\%E^{SB-NSB}(f)$ ) permite observar el grado de crecimiento de la energía de SB al aumentar el límite en frecuencia ( $f > 2$  Hz), figura 9.4. En la señal interna se aprecia un aumento prácticamente exponencial (lineal en escala logarítmica) del porcentaje de energía acumulada en frecuencia (figura 10.5, extraída de figura 7.22). Esto significa que la energía aumenta a un ritmo cada vez menor a medida que aumenta la frecuencia, lo que supone una menor contribución de las altas frecuencias. Este efecto es más acusado para la señal de superficie (figura 10.5) que muestra un mayor cambio de pendiente en frecuencia, siendo prácticamente nulo el aporte energético para frecuencias superiores a los 19.21 Hz (en promedio). Esto sugiere, al igual que sucedía con la energía asociada a la OL, un efecto de filtrado paso-bajo de las capas abdominales sobre el espectro de la señal de superficie como indica Bradshaw en su tesis doctoral [BRADSHAW, 1995].



**Figura 10.5.** Energía acumulada para  $f > 2$  Hz, normalizada (%Energía total) asociada a la aparición de SB del EEnG interno (traza continua) y de superficie (traza discontinua)

Todo esto también se evidencia en los límites superiores en frecuencia obtenidos siendo siempre inferiores para el registro de superficie (tabla 7.6;  $27.25 \pm 1.30$  Hz y  $19.21 \pm 4.84$  Hz para los registros internos y de superficie respectivamente). También se observa una mayor variabilidad para la señal de superficie. Esto podría deberse a la escasa contribución de energía (menor pendiente) de la alta frecuencia, con lo que para pequeños variaciones en la cola de energía considerada se producen grandes cambios en la frecuencia límite obtenida. También se debe a la existencia de un límite significativamente inferior al resto, correspondiente a la sesión 4.2, que incluso manifestaba una pendiente negativa para frecuencias superiores a los 19 Hz (traza h, figura 7.22). Esta pendiente negativa refleja que, en esa sesión y en ese rango de frecuencias, la energía en presencia de SB era menor que en ausencia de SB. Esto pone de manifiesto que a muy alta frecuencia ( $f > 20$  Hz), la energía asociada a la aparición de los SB en la señal de superficie puede ser del orden, e incluso menor, que la energía asociada a posibles interferencias de alta frecuencia (como el ECG).

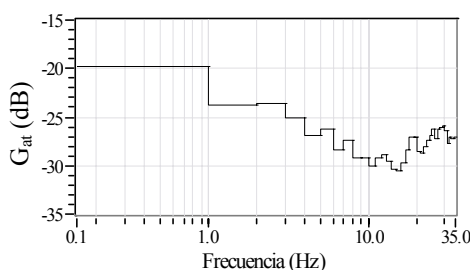
Los límites inferiores obtenidos para el rango de frecuencias de la energía asociada a los SB obtenidos (2.23 Hz interno y 2.17 Hz externo) se encuentran muy próximos a los valores obtenidos para la frecuencia de corte superior de la energía asociada a la OL (1.95 Hz interno y 1.83 Hz externo). Esto indica que la energía en frecuencia de los SB comienza superponiéndose con la energía residual de la OL, como también se puede apreciar en las figuras 7.6 y 7.7.

### 10.3. Atenuación de Energía del EEnG Externo

Los estudios sobre la distribución espectral de la energía asociada a la OL y a SB de los registros internos y de superficie (apartados 7.1, 7.2 y 7.3), evidenciaban una menor contribución energética relativa a medida que aumentaba la frecuencia para el registro

externo. Esto sugería un efecto de filtrado paso-bajo sobre la señal del EEnG por parte de las distintas capas abdominales.

Los coeficientes de atenuación en frecuencia obtenidos (figura 10.6, extraída de figura 7.23) muestran como la energía en frecuencia del EEnG llega muy atenuada a la superficie abdominal (-20~-30dB). También se observa como a medida que aumenta la frecuencia, la energía llega más atenuada a la señal de superficie. Este efecto de mayor atenuación de las altas frecuencias en el registro de superficie se debe fundamentalmente a dos motivos. El primero es las características aislantes de las distintas capas del abdomen [BRADSAW *ET AL.*, 1995; MINTCHEV *ET AL.*, 1997]. El segundo motivo estriba en que, mientras las OL se extienden rápidamente por las capas musculares longitudinal y transversal, los SB se encuentran mucho más localizados, lo que en el registro externo (que cubre una mayor área de registro que el interno) complica la detección de SB [AKIN Y SUN, 1999]. Esta mayor atenuación de los componentes de alta frecuencia de la señal han llevado a un gran número de autores a centrar sus estudios únicamente en la OL del EEnG [CHEN *ET AL.*, 1993B, BRADSHAW *ET AL.*, 1997; LIN Y CHEN, 1994A] o del EGG [FAMILONI *ET AL.*, 1991; MINTCHEV Y BOWES, 1996]



**Figura 10.6.** Atenuación (dB) de la energía de superficie respecto de la interna en bandas de 1 Hz en máxima presencia de SB

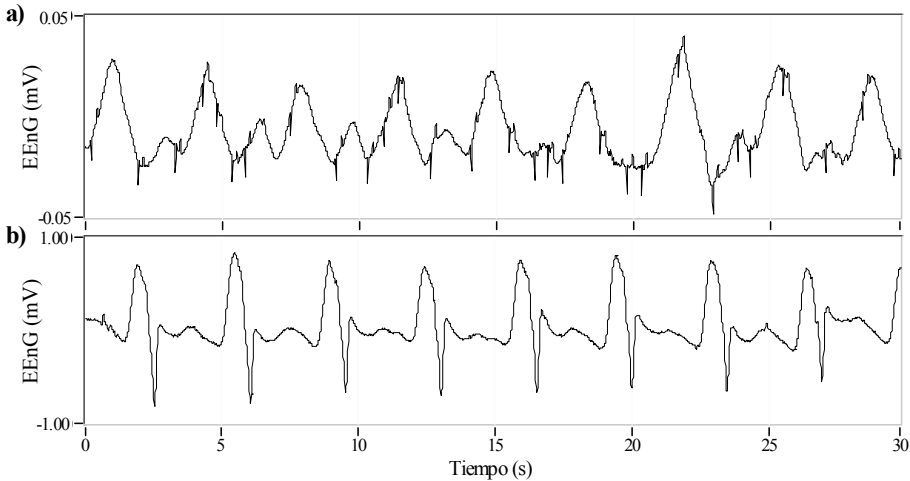
Sin embargo, este comportamiento de filtrado paso-bajo no se extiende en todo el espectro considerado (figura 10.6). Para todos los sujetos y sesiones consideradas se alcanza un valor mínimo (máxima atenuación) tras el cual el cociente de energía en superficie respecto de la interna comienza a aumentar en frecuencia. La tabla 7.7 sitúa este mínimo en un valor medio de frecuencia de  $16 \pm 2.78$  Hz. En el apartado anterior se ha visto como la energía de los SB internos en este rango de frecuencias apenas se reflejaba ya en la señal de superficie. Así pues, este aumento en los coeficientes de atenuación refleja la existencia de una fuente de energía adicional al EEnG en el registro de superficie, cuyo efecto se hace más notable a medida que la energía de los SB queda más atenuada. La frecuencia promedio obtenida (16 Hz) proporciona una estimación de la frecuencia a partir de la cual la energía de esta interferencia adquiere un efecto predominante sobre la propia del EEnG. Esta interferencia, tal y como se observa en el registro temporal (figura 10.7) corresponde al ECG. En el siguiente apartado se abordará con mayor detalle el estudio y cuantificación de esta interferencia

Al comparar las curvas de atenuación obtenidas para sesiones de un mismo perro existen diferencias apreciables. Estas diferencias pueden deberse a variaciones en la colocación de los electrodos de superficie y a la distinta influencia de la interferencia para cada sesión. Por otro lado, al comparar sesiones de perros distintos las diferencias son mayores pues a los anteriores motivos, se añade el distinto efecto producido por el paso de las corrientes eléctricas a través de las capas abdominales cuyas características diferirán entre individuos.

### 10.4. Estudio de Interferencia

Se ha detectado la energía asociada a una fuente de interferencia en el registro de superficie. Los escasos estudios previos de otros autores [CHEN ET AL., 1993B; LIN Y CHEN, 1994A,B; MEJÍA ET AL., 2003] argumentan que el registro de superficie puede estar contaminado por interferencias como el EGG, la respiración y fundamentalmente el ECG.

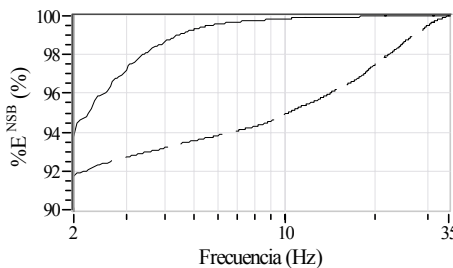
En ausencia de SB, las únicas componentes presentes en el registro de superficie son la OL del EEnG y las posibles interferencias. Los registros de la señal de superficie en el dominio temporal (figura 10.7) también permiten detectar la existencia de una interferencia cuya morfología parece ser la componente rápida del ECG.



**Figura 10.7.** Señal de superficie (OL+interferencia, traza a) e interno (OL, traza b) en ausencia de SB

En el dominio espectral, la comparativa de los registros internos y externos en ausencia de SB también permite observar la existencia de una energía en alta frecuencia (figura 7.25) proporcionalmente mucho mayor para el registro de superficie. Tras deducirse de los estudios anteriores la atenuación en frecuencia que sufre la energía del EEnG en el registro de superficie, se concluye que esta energía se debe a la interferencia detectada (ECG).

Respecto a la posible interferencia del EGG o la respiración, en el dominio temporal no se observa la influencia de estas componentes. Desde el punto de vista espectral, se trata de interferencias de baja frecuencia (inferiores a 2 Hz, 120 cpm), y tampoco se aprecia efecto alguno en el rango de frecuencias de la OL (0.15-2 Hz), ver figuras 7.17 y 7.18.



**Figura 10.8.** Energía acumulada (normalizada) para  $f > 0.15$  Hz, de las PSD promedio ( $n=10$ ) en ausencia de SB ( $\%E^{NSB}$ , energía de alta frecuencia) del EEnG interno (traza continua) y de superficie (traza discontinua)



Sin embargo, el efecto de la interferencia de alta frecuencia (ECG) se refleja en el estudio del contenido energético en frecuencia (figura 10.8, extraída de figura 7.26). Para todas las sesiones analizadas el contenido energético en el rango de la OL de la señal interna (línea continua) es mayor al de superficie (línea discontinua). Existiendo contribución energética significativa en prácticamente todo el espectro para el registro de superficie, mientras que la energía del registro interno una vez superada la cola de energía de la OL se mantiene prácticamente constante.

La presencia de la interferencia del ECG en los registros del EEnG de superficie ha sido detectada por diversos autores [CHEN ET AL., 1993B; LIN Y CHEN, 1994A; BRADSHAW ET AL., 1997]. Si bien sus estudios se centraban en la OL y la influencia del ECG no era tenida en cuenta o era eliminada mediante filtros convencionales. En el presente trabajo, se desea estudiar también la energía del componente de alta frecuencia del EEnG que se superpone en el espectro con el ECG. Así pues para valorar la energía de esta interferencia se definió un función señal/interferencia ( $S/I(f)$ ) para frecuencias por encima de la OL ( $f > 2\text{Hz}$ ) similar al conocido ratio señal/ruido (apartado 6.4.4).

La figura 7.27 muestra como la relación señal/interferencia ( $S/I$ ) aumenta a medida que aumenta el límite en frecuencia considerado hasta llegar a un máximo situado en torno a los  $8.72 \pm 2.64$  Hz. Hasta este punto, al aumentar el límite en frecuencia considerado, se incluye más energía de SB que de interferencia. A partir de esta frecuencia se comienza a incluir cada vez más energía de interferencia que de SB. Pese a todo, esto no significa que por encima de estas frecuencias no hay energía de EEnG, de hecho la frecuencia límite asociada a los SB resultó ser de 19.21 Hz para la señal de superficie (tabla 7.4). La tabla 7.8 muestra como, en el caso de considerar la energía hasta esos 19.21 Hz, el índice  $S/I$  disminuye si bien no de forma estadísticamente significativa,  $S/I^{\text{SB}} = 5.57 \pm 2.35$  dB frente a  $S/I_{\text{max}} = 6.90 \pm 2.47$  dB. En cualquier caso, los índices  $S/I$  obtenidos evidencian que, en alta frecuencia ( $f > 2$  Hz), el registro del EEnG en superficie está severamente afectado por la energía del ECG.

Lamentablemente, no se han encontrado referencias que hayan valorado o parametrizado la interferencia del ECG sobre la componente de alta frecuencia del EEnG para contrastar los resultados obtenidos. Tampoco son válidos para este caso los trabajos realizados sobre el EGG pues el rango de frecuencias de estudio de esta señal es muy inferior al del EEnG no siendo tan importante el problema de superposición de energías de señal e interferencia en el espectro.

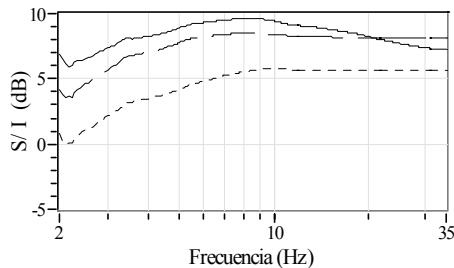
### 10.5. Filtrado Adaptativo

En el apartado anterior se ha visto la influencia del ECG se manifiesta como una energía que se superpone parcialmente sobre el espectro de los SB del EEnG de superficie. Para la eliminación de este tipo de interferencias los filtros adaptativos (FA) han mostrado ser de gran utilidad [ROSSELL ET AL., 1995; PARK Y MEEK, 1995].

Distintos filtros adaptativos han sido aplicados sobre la señal mioeléctrica intestinal [LIN Y CHEN, 1994A; MEJÍA ET AL., 2003]. Siendo el FA estimador de señal de superficie el que presentaba mejores resultados en la eliminación de la energía de ECG sobre el registro del EEnG [MEJÍA ET AL., 2003]. En el presente estudio, Para tratar de reducir el efecto de esta interferencia se ensayaron dos filtros adaptativos de estimación de señal de superficie,  $FA_1$  y  $FA_2$ . En este tipo de filtros, la señal de salida se obtiene en base a la señal sin tratar y a una estimación de la señal sin interferencias (señal original filtrada paso-bajo). La diferencia existente entre el  $FA_1$  y  $FA_2$  es la frecuencia de corte de el mencionado filtro paso bajo; siendo  $f_c = f_{\text{at}} = 16$  Hz para  $FA_1$  y  $f_c = f^{\text{S/I}} = 9$  Hz para  $FA_2$ .

Sin embargo, la aplicación de un FA no sólo afectará a la energía de la interferencia, es inevitable su influencia sobre la energía de la señal. La figura 7.28 muestra como tras aplicar el FA, la aparición de SB apenas incrementa la energía para frecuencias por encima de los ~10 Hz, siendo prácticamente nula la contribución energética de estas frecuencias. Este hecho queda patente en los límites superiores en frecuencia obtenidos (tabla 7.9). Mientras para la señal de superficie sin filtrar se obtenía una  $f_{cs}^{SB}$  promedio de  $19.21 \pm 4.84$  Hz, para la señal tras el FA<sub>1</sub> y el FA<sub>2</sub> se obtiene  $10.65 \pm 0.62$  Hz y  $8.80 \pm 0.58$  Hz respectivamente. Así pues, la aplicación de FA elimina componente de señal (energía de SB) reduciendo el rango de frecuencias en que se localiza la energía de dicha señal.

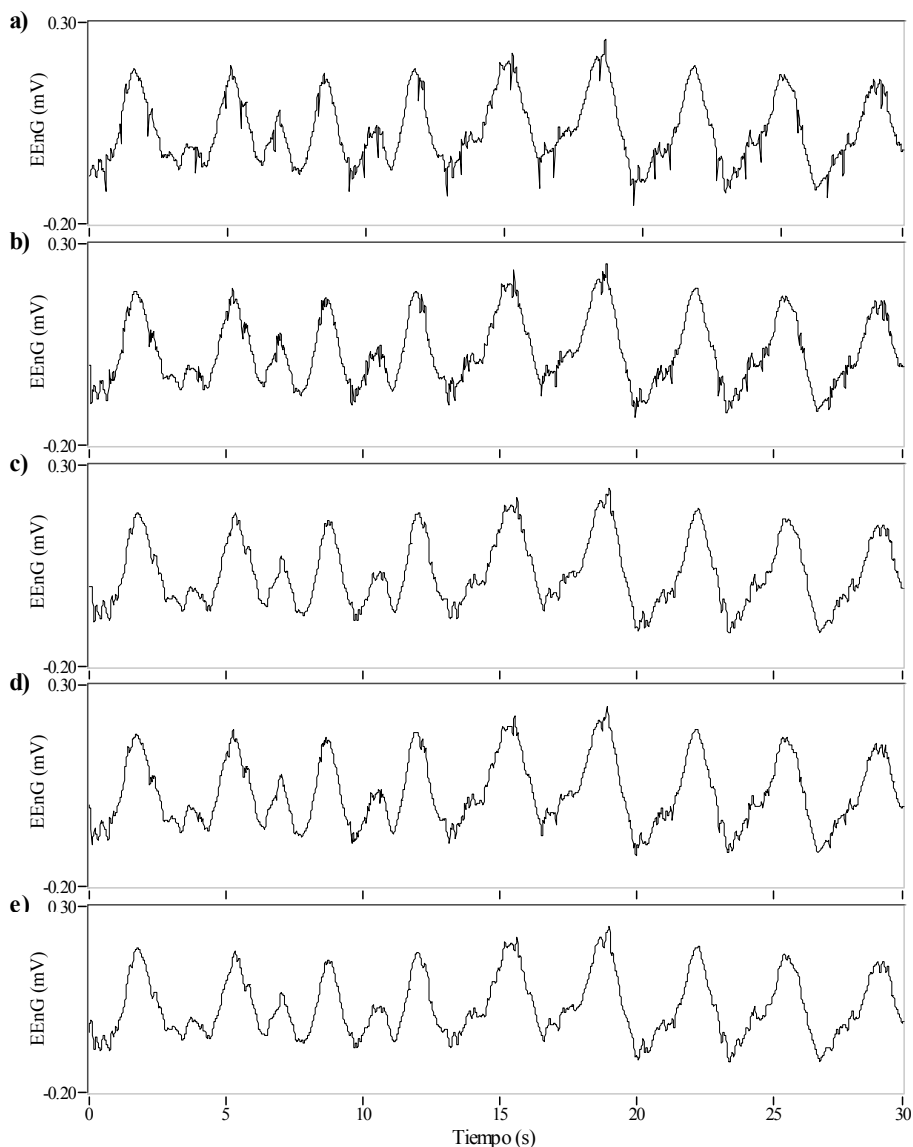
La relación señal/interferencia tras el FA permite valorar en qué grado esta eliminación parcial de señal se ve compensada por una reducción mayor de energía de interferencia (ver 10.9, extraída de figura 7.29). Tal y como se aprecia en la figura 10.9, la aplicación de los FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub> elimina casi por completo el efecto de reducción del índice S/I para las altas frecuencias que se observa en el registro sin tratar. Sin embargo, tal y como se dedujo anteriormente esto se consigue a costa de la eliminación de la práctica totalidad de la energía de señal por encima de esas frecuencias.



**Figura 10.9.** Relación señal/interferencia para cada límite en frecuencia considerado ( $f > 2$  Hz) de la señal de superficie sin FA (traza continua), tras aplicar el FA<sub>1</sub> (traza discontinua) y tras FA<sub>2</sub> (traza guiones).

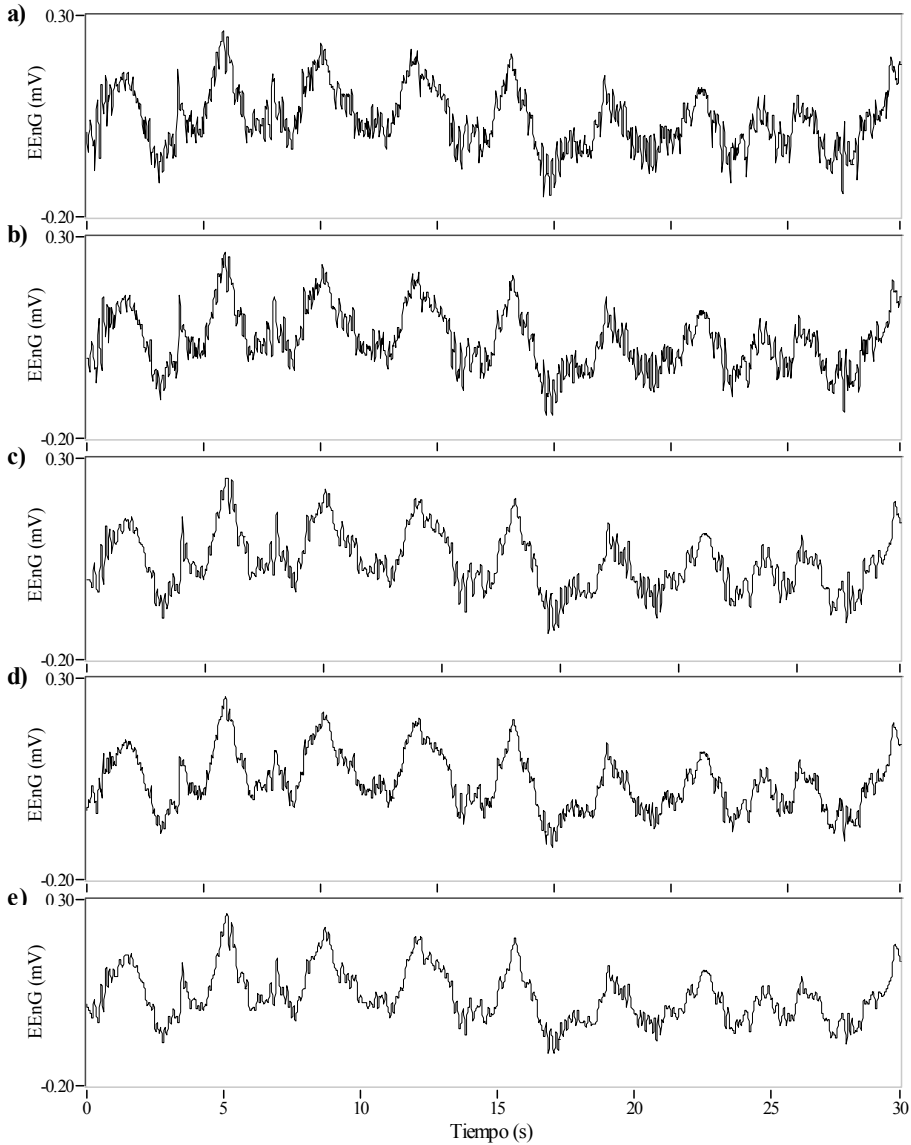
La aplicación del FA<sub>2</sub> sobre el registro de superficie provoca una disminución de la S/I para todas las sesiones consideradas. Así pues este filtro adaptativo elimina más energía de señal que de interferencia resultando por tanto contraproducente el empleo del mismo, tal como evidencia la tabla 7.10. Por otro lado, la aplicación del FA<sub>1</sub> incrementa ligeramente la S/I obtenida para el rango de frecuencias asociado a los SB aunque las diferencias no son significativas ( $p < 0.05$ ). En la figura 10.9 se observa como este incremento sería mayor de estudiar la relación S/I correspondiente a todo el espectro (hasta 35 Hz). Lo que se encuentra de acuerdo con las mejoras observadas en los estudios preliminares sobre parámetros espectrales del EENG de superficie tras la aplicación de este tipo de filtros [MEJÍA ET AL., 2003]. Sin embargo, de nuevo hay que destacar que este incremento de la S/I ha sido a costa de eliminar el contenido de señal por encima de los ~10 Hz. Para el registro de superficie sin tratar (tabla 7.10) pueden conseguirse índice S/I superiores en promedio a los obtenidos tras el FA<sub>1</sub> no considerando esta energía de alta frecuencia simplemente estableciendo un límite superior en la integración de energía (8.72 Hz en promedio).

Las figuras 10.10 y 10.11 permiten corroborar estos efectos en el dominio temporal. El establecer un límite superior en frecuencia en el dominio temporal ha sido traducido como un filtrado paso-bajo (FPB) digital de orden 12. En la figura 10.10 se puede observar como el hecho de no considerar la energía por encima del  $f_{cs}^{SB}$  (traza b) reduce ligeramente la interferencia respecto a la señal sin tratar (traza a). La interferencia parece reducirse en mayor grado con el FA<sub>1</sub> (traza d), pareciendo máxima la reducción para la señal con corte en frecuencia  $f_{S/I}^{S/I} = 8.72$  Hz (traza c) y tras el FA<sub>2</sub> (traza e).



**Figura 10.10.** Señal de superficie en ausencia de SB sin tratar (traza a), con filtrado paso-bajo 19.21 Hz (traza b), filtrado paso-bajo 8.72 Hz (traza c), con FA<sub>1</sub> (traza d) y con FA<sub>2</sub> (traza e)

La figura 10.11 muestra el efecto de la aplicación de las distintas técnicas sobre la señal de superficie en presencia de SB en el dominio temporal. En este caso, la presencia de SB camufla la propia interferencia del ECG. Se puede apreciar como la aplicación de los FA<sub>1</sub> (traza d) y especialmente el FA<sub>2</sub> (traza e) reduce en mayor grado la componente rápida de señal (SB) que la aplicación directa de los respectivos cortes en frecuencia (trazas b y c). Así pues, si el objetivo es cuantificar la actividad de los SB y obtener índices de motilidad intestinal existen mejores alternativas al uso de los FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub> para reducir el efecto del ECG. Sin embargo, el empleo de FA<sub>1</sub> y FA<sub>2</sub> pueden resultar interesante para aplicaciones que deseen visualizar la señal libre de ECG, por ejemplo cuando se desee estudiar su morfología.



**Figura 10.11.** Señal de superficie en presencia de SB sin tratar (traza a), con filtrado paso-bajo 19.21 Hz (traza b), filtrado paso-bajo 8.72 Hz (traza c), con FA<sub>1</sub> (traza d) y con FA<sub>2</sub> (traza e)

# 11 *Registro No-Invasivo de la Actividad Contráctil Intestinal*

A lo largo de los apartados 7 y 10 se ha estudiado la señal eléctrica intestinal registrada en superficie abdominal. Esta señal adquirida de forma no-invasiva ha sido estudiada y comparada con la señal mioeléctrica registrada en las capas musculares del intestino (registro interno invasivo) mediante distintas técnicas y herramientas a partir de su análisis en el dominio espectral (apartado 7). A diferencia de otros autores que han limitado sus estudios sobre el EEnG de superficie a la onda lenta (OL) [CHEN *ET AL.*, 1993B, BRADSHAW *ET AL.*, 1997] que no traduce motilidad intestinal; los parámetros espectrales definidos en el apartado 8 tratan de caracterizar la existencia e intensidad de los spike bursts (SB) asociados a la actividad contráctil intestinal [BASS Y WILEY, 1965; FLATT Y SUMMERS, 1987; MARTINEZ-DE-JUAN, 2000]. La validez de estos parámetros supondría disponer de una técnica no-invasiva de registro de la motilidad intestinal. Las perspectivas de aplicación clínica de esta técnica serían mucho mayores que las de las técnicas actuales más extendidas. El registro manométrico y mioeléctrico en serosa requieren la introducción de sondas vía oral o nasal o la intervención quirúrgica, lo que junto con otros inconvenientes técnicos y fisiológicos [QUIGLEY, 1997] limita su rango de aplicación.

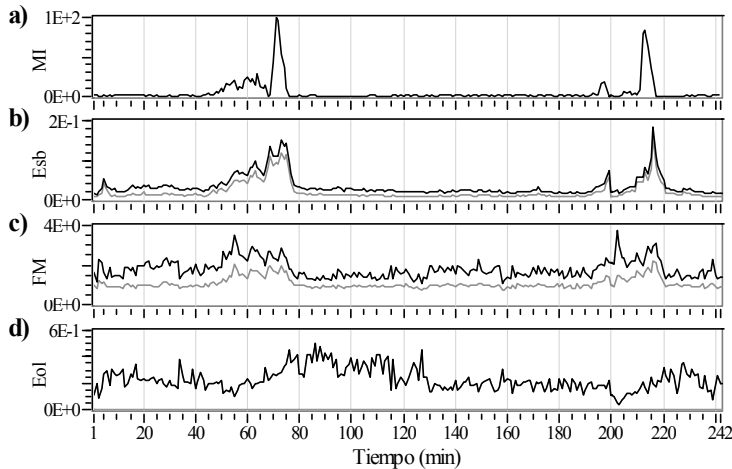
A lo largo de los siguientes apartados se discutirán los resultados de los distintos estudios realizados que valoran la relación existente entre estos parámetros espectrales obtenidos de forma no invasiva y el grado de actividad motora intestinal.

## ***11.1. Relación entre Parámetros Espectrales de Superficie e IMI Interno***

En trabajos previos de este grupo de investigación [MARTÍNEZ DE JUAN, 1998; MARTÍNEZ-DE-JUAN *ET AL.*, 2000; PONCE *ET AL.*, 1987], con el fin de comparar los registros mioeléctricos internos y los registros manométricos, se adquirieron simultáneamente ambas señales (mioeléctrica y manométrica), se caracterizaron mediante distintos parámetros y se realizó un estudio de correlación entre la evolución temporal de los parámetros de ambas señales a lo largo de distintas sesiones de registro en perros Beagle en ayunas. Estos estudios permitieron la definición y validación del índice de motilidad intestinal interno (IMI) empleado en la presente tesis doctoral (definido en el apartado 6.5.2). De manera análoga, Tomomasa *et al.* adquirieron y cuantificaron los sonidos gatrointestinales registrados en superficie abdominal de humanos en ayunas [TOMOMASA *ET AL.*, 2002]. La evolución temporal de estos parámetros no invasivos fue comparada con el patrón de actividad en ayunas (CMMI) reflejado por señal manométrica registrada simultáneamente. Sin embargo, para el análisis de la señal mioeléctrica registrada en superficie se prefiere la comparación con la señal mioeléctrica interna (en lugar de la manométrica), pues es la señal origen de la señal

en estudio. Así lo hicieron otros autores para el estudio del registro magnético en superficie de la señal mioeléctrica intestinal [BRADSHAW ET AL., 1997; ALLOS ET AL., 1997], para el estudio del electromiograma uterino [MANSOUR ET AL., 1996], o del electrogastrograma [MINTCHEV ET AL., 1997; AKIN Y SUN, 1999]. Atanassova *et al* registraron simultáneamente la señal gástrica interna y en superficie en perros en ayunas [ATANASSOVA ET AL., 1995]. Tras la caracterización de las OL y los SB del EGG de superficie en periodos de reposo y máxima actividad contráctil, realizaron un estudio de correlación entre los parámetros internos y de superficie a lo largo del patrón de actividad (CMMI). Sus estudios concluyeron que es posible determinar el CMMI del estómago mediante los cambios de amplitud de las ondas del EGG de superficie [ATANASSOVA ET AL., 1995]. De acuerdo con todos estos antecedentes, en la presente tesis doctoral, se realizó un estudio de correlación entre los parámetros espectrales del EEnG de superficie y el índice de motilidad intestinal (IMI) interno a lo largo los CMMIs correspondientes a las distintas sesiones de registro en ayunas.

Tal y como refleja la evolución temporal del IMI (figuras 8.1-8.18, figura 11.1), en estado de ayunas la actividad contráctil intestinal sigue un patrón cíclico organizado (CMMI) [SARNA 1985, LUIKING ET AL., 1998]. Gráficamente, las trazas correspondientes a los parámetros espectrales de la señal de superficie reflejan en mayor o menor grado una similitud con el IMI interno. En estas condiciones de registro se ha evaluado la relación existente entre los distintos parámetros espectrales del EEnG de superficie y el IMI interno mediante un estudio de correlación (tablas 8.1-8.12).



**Figura 11.1.** Evolución temporal de a) índice motilidad referencia, b-d) parámetros espectrales de EEnG superficie definido entre [0.15-20Hz] línea negra, y [0.15-9Hz] línea gris.

El estudio refleja que la energía en el rango de la OL (Eol) no es un buen indicador de la motilidad intestinal (coeficientes de correlación,  $CC=0.03\pm 0.16$ ). Este resultado era de esperar si se tiene en cuenta que la OL es la componente del EEnG responsable del ritmo básico intestinal no de las contracciones [DE PONTI ET AL., 1988; CHALLIS ET AL., 1989; GUYTON Y HALL, 1996; BRANSTROM Y HELLSTROM, 1996; VAN SCHELVEN ET AL., 2002]. Para la señal gástrica registrada en superficie, algunos autores han defendido la relación existente entre la amplitud de la ondas lentas gástricas con la actividad contráctil [CHEN Y MCCALLUM, 1991]. Sin embargo, esta hipótesis presentó una gran controversia y fue rebatida por otros autores [MINTCHEV Y BOWES, 1996].

Otro parámetro que ofrece una baja correlación ( $CC=0.13\pm 0.17$ ) con el índice de actividad contráctil interno es Eeeng. Si se tiene en cuenta que, como se dedujo de los estudios del apartado 7, la energía del EEnG de superficie se debe fundamentalmente a la OL (apartado 7.2.2), la baja correlación del parámetro Eeeng también era previsible.

Por otro lado los parámetros frecuenciales FM y FSD, que tratan de valorar el desplazamiento de parte de la energía del EEnG hacia las altas frecuencias, muestran una mejor relación con la actividad contráctil ( $CC=0.54\pm 0.12$  y  $0.55\pm 0.11$ ). Aunque son los parámetros que integran la energía de la componente de alta frecuencia del EEnG (Esb y su versión normalizada Esb/Eeeng) los que alcanzan una mayor correlación con la actividad motora registrada internamente. Se alcanzan coeficientes de correlación promedio de  $0.65\pm 0.08$  y  $0.58\pm 0.12$  respectivamente, lo que junto a las figuras 8.1-8.18 pone de manifiesto que estos parámetros, obtenidos de forma no-invasiva, reflejan el grado de actividad contráctil intestinal. Así pues, el registro mediante electrodos de contacto situados en superficie abdominal permite obtener indicadores no invasivos (Esb y Esb/Eeeng) de la motilidad intestinal.

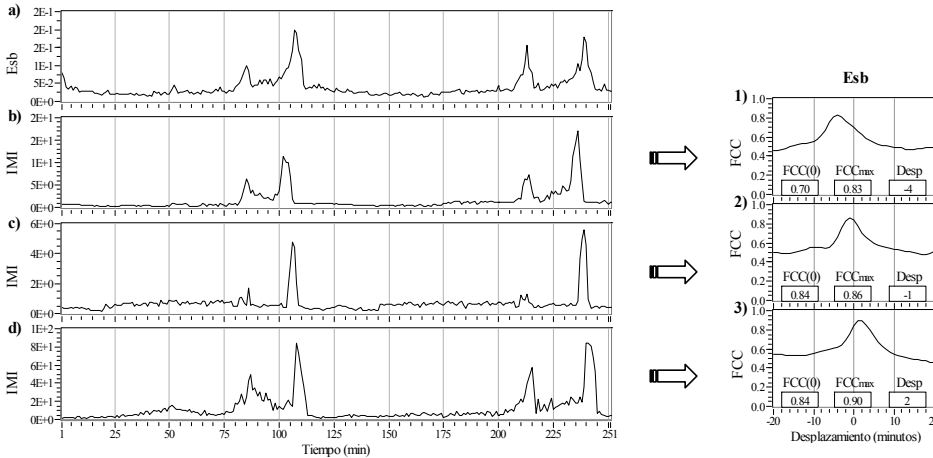
Estos resultados son similares a los obtenidos por otros autores en la cuantificación de la señal mioeléctrica interna, y su comparación con otros índices de motilidad intestinal (registro manométrico) [MARTÍNEZ-DE-JUAN, 2000; MESSEGUER, 1999]. Si bien, como se comentó anteriormente, el menor peso relativo de la energía de alta frecuencia del EEnG de superficie convierte la energía total del EEnG en un peor indicador de motilidad intestinal que en el caso de la señal interna.

Por otra parte destacar que en el estudio de la señal interna, la interferencia del ECG no es importante, con lo que no existe la problemática en la fijación de los límites en frecuencia existente en el presente estudio. Hay que recordar que del apartado 7.5 se dedujo que, pese a que el filtrado adaptativo puede ser interesante para obtener una señal visualmente limpia de ECG, para obtener una relación señal-interferencia máxima resulta más conveniente limitar el rango de frecuencias asociado a los SB. Del estudio realizado en el apartado 8.2, hay que destacar que limitando el ancho de banda del EEnG de superficie a 9 Hz (máxima relación S/I, apartado 7.5) los parámetros espectrales de superficie reflejan mejor las contracciones internas (tablas 8.6 y 8.12) que ampliando la frecuencia de estudio a 20 Hz (frecuencia superior de SB, apartado 7.2.2). Es decir, que pese a la existencia de energía de SB en el rango [9, 20 Hz], la energía adicional de interferencia en este rango de frecuencias reduce en mayor grado la información contráctil en los parámetros de superficie. Se ensayó también la correlación de los parámetros espectrales del EEnG de superficie tras aplicar el  $FA_1$  (definido en 6.4.5), sin embargo los resultados no se muestran al no presentar diferencias significativas ( $p<0.05$ ) con los obtenidos limitando a 9 Hz el análisis de la señal.

A pesar de que la correlación obtenida para Esb o Esb/Eeeng haya sido moderadamente alta (0.65 y 0.58), un problema en el estudio de correlación surge cuando existe un factor de retardo entre ambas señales (veanse por ejemplo las figuras 8.2, 8.10 o las correspondientes al sujeto 5, figuras 8.14-8.18). La propagación de la señal mioeléctrica a través de las capas abdominales y posibles desajustes en las áreas de registro interno pueden provocar un retraso entre las señales interna y externa [AKIN Y SUN, 1999]. En consecuencia, la correlación obtenida puede mejorarse incrementando el tamaño de ventana o desfasando una señal frente a la otra de forma que ambas coincidan [AKIN Y SUN, 1999]. En cuanto al tamaño de ventana, éste ha sido objeto de estudio a lo largo de los apartados 9.2 y 9.3, cuyos resultados se discutirán en el apartado 12. Respecto al ajuste del desfase temporal entre señales, éste fue tratado en el apartado 8.3 y será comentado en mayor detalle en el siguiente punto.

### 11.2. Problemática del Punto de Registro

Las figuras 8.19, 8.21,...,8.53, y figura 11.2 muestran la evolución temporal de los IMI de los distintos puntos de registro internos en cada sesión (apartado 8.3). Estas figuras ponen de manifiesto la traslación del patrón de actividad contráctil en ayunas (CMMI) a lo largo del intestino. En ellas se observa como la fase III del CMMI (máxima actividad) se produce en distintos periodos de tiempo para cada electrodo interno. El patrón de actividad motora en ayunas también se refleja en los parámetros espectrales de superficie, si bien existe un desfase temporal con los IMI internos que dependerá de la distancia existente entre los distintos puntos de registro y la velocidad de traslación de la fase III del CMMI.



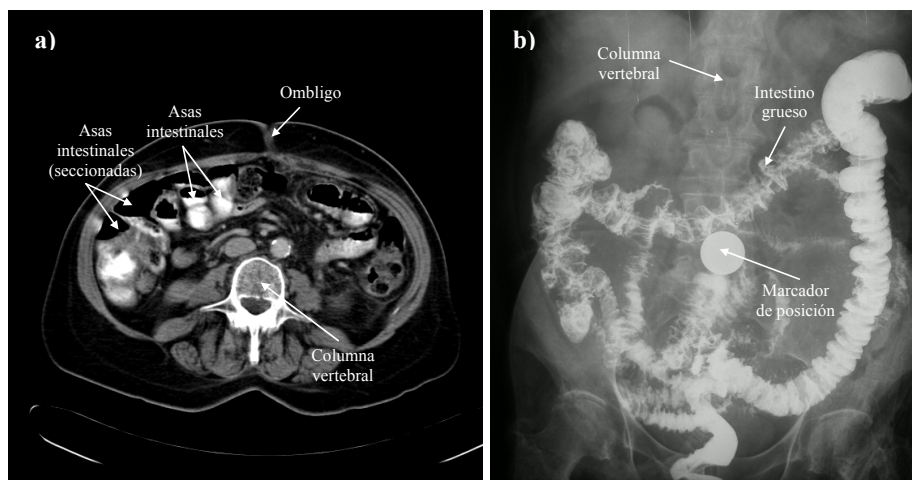
**Figura 11.2.** Esb superficie a), IMIs internos oral b), referencia c) y distal d) y FCC 1), 2), 3)

La aplicación de herramientas como la función de coeficientes de correlación (FCC(k)) permite valorar el desplazamiento necesario para obtener una correlación máxima entre dos series [BENDAT Y PIERSON, 1986]. Al aplicar esta técnica sobre la evolución de los indicadores no-invasivos de motilidad intestinal y los IMI internos (apartado 8.3), los resultados obtenidos para estos desplazamientos se corresponden con el desfase temporal existente entre el CMMI registrado en superficie y los CMMIs registrados internamente. Pese a la existencia de resultados anómalos de desplazamiento para algunas sesiones (sujeto 4 registro distal, sujeto 5 registro oral), este desplazamiento resulta negativo para el electrodo interno oral, próximo a cero para el electrodo de referencia y mayor de cero para el electrodo distal. Estos resultados se corresponden con el desfase temporal existente debido a la propagación del CMMI; alcanzándose el periodo de máxima actividad contráctil (fase III) primero en electrodo oral, para posteriormente producirse en el electrodo de referencia, seguido del electrodo distal [WEISBRODT, 1987; SARNA ET AL., 1989; LUIKING ET AL., 1998]. Los resultados entre sujetos no son comparables debido a la diferente distancia existente entre los electrodos para cada animal, y la variabilidad propia entre individuos de la velocidad de propagación de la fase III del CMMI [QUIGLEY ET AL., 1992].

Con el actual protocolo de registro, se pueden aplicar técnicas de correlación cruzada que permiten detectar posibles desajustes entre las áreas de registro de superficie y del electrodo fijado internamente (como en el caso del sujeto 5, ver tabla 11.1 extraída de tablas 8.13-8.17). Además, mediante esta técnica también se podría estimar la posición relativa del asa intestinal cuya actividad contráctil esta siendo registrada externamente sin necesidad de fijar un electrodo a la pared abdominal interna. Una de las dificultades del registro no



invasivo del EEnG es precisamente conocer el punto o tramo del intestino cuya actividad esta siendo registrada [CHEN ET AL., 1993B]. Esto es un problema compartido por las técnicas manométricas sin cirugía [QUIGLEY, 1996] y por otras técnicas no invasivas de registro de la actividad intestinal como los sonidos intestinales [TOMOMASA ET AL., 1999] o el registro magnético en superficie [SEIDEL ET AL., 1999A-B]. En la actualidad, la identificación del punto de registro podría estimarse mediante técnicas como la radiología convencional, la tomografía computerizada, ecografías o imágenes de resonancia magnética (figura 11.3). Sin embargo, esto supondría una limitación en su rango de aplicación puesto que presentaría un coste económico adicional así como mayores requisitos de personal y de equipamiento. Si se registra el EEnG en distintos puntos de la superficie abdominal, el empleo de esta técnica de correlación cruzada podría permitir conocer la posición relativa de las asas intestinales cuya actividad esta siendo monitorizada de forma no-invasiva, sin necesidad de referencias de la actividad interna.



**Figura 11.3.** a) Tomografía computerizada de la sección abdominal de humano; b) radiografía convencional de la región abdominal de humano.

Por otro lado, como sugerían algunos autores [AKIN Y SUN, 1999] y se anticipaba en el punto anterior de la discusión, el ajuste del desfase temporal entre el IMI de la señal de referencia y los parámetros de superficie mejora el índice de correlación existente entre ambos indicadores de actividad motora (FCCmax frente a FCC[0], tabla 11.1).

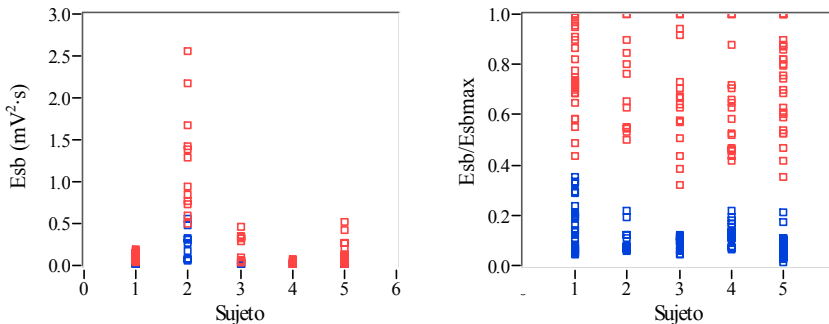
**Tabla 11.1.** Parámetros promedio±sd de las FCC[k] entre Esb de superficie e IMI de referencia interna

		Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5
Registro Referencia	FCC[0]	0.62±0.07	0.60±0.04	0.75±0.10	0.63±0.06	0.35±0.16
	FCCmax	0.69±0.05	0.62±0.04	0.79±0.04	0.72±0.07	0.59±0.09
	Desp. (minutos)	-0.2±1.6	1.0±0.0	-0.3±1.5	1.0±1.0	-3.8±1.6

### 11.3. Capacidad de Discriminación del Grado de Actividad Motora

Además de los estudios de correlación, una forma adicional de estudiar la validez de los distintos parámetros espectrales de superficie para representar la actividad interna, es evaluar su capacidad de discriminación entre estados de mínima y máxima actividad contráctil intestinal interna. En 1988 Ponti *et al.* emplearon técnicas de análisis discriminante sobre la señal mioeléctrica intestinal interna con el fin de clasificar entre ventanas con y sin SB [DE PONTI ET AL., 1988]. Un estudio similar fue llevado a cabo por Akin y Sun en el que se testeó la capacidad de discriminación entre estados de reposo y de máxima actividad contráctil de la energía en distintos rangos de frecuencia del EGG interno y de superficie [AKIN Y SUN, 2002]. En ese trabajo se emplearon las curvas ROC como indicadores de la capacidad de discriminación, concretamente el area bajo la curva (A). El estudio concluyó la mayor capacidad discriminatoria de la energía de la señal en el rango de frecuencias de los SB gástricos tanto para el registro interno como para el de superficie ( $A=0.867$  y  $A=0.961$  respectivamente), frente la energía en el rango de la OL gástrica ( $A=0.515$  y  $A=0.816$ ) [AKIN Y SUN, 2002]. El presente estudio se desarrolla en la misma línea de resultados pero a nivel intestinal, no del estómago.

En 1995 Atanassova *et al.* identificaron la fase de reposo y de máxima actividad del CMMI gástrico registrado internamente para la caracterización del EGG de superficie [ATANASSOVA ET AL., 1995]. Al igual que otros autores [LUIKING ET AL., 1998; NETO ET AL., 1999], en la presente tesis doctoral la identificación de las fases del CMMI se realizó por personal médico experto, mediante la observación del registro mioeléctrico interno. El estudio estadístico sobre los distintos parámetros espectrales del EEnG de superficie (apartado 8.4.1) muestra que todos los parámetros estudiados (FM, FSD y Esb en sus versiones absoluta y normalizadas) presentan diferencias significativas entre periodos de mínima y máxima actividad contráctil intestinal para cada sujeto. Esto corrobora la relación existente entre los parámetros no invasivos y el grado de actividad motora intestinal valorada en los puntos 8.2 y 8.3.



**Figura 11.4.** Parámetro espectral de EEnG de superficie en periodos de mínima (puntos azules) y máxima (puntos rojos) actividad contráctil intestinal.

Todos los parámetros estudiados presentan una gran capacidad de discriminación entre los distintos estados de actividad contráctil intestinal considerados (apartado 8.4.2). A excepción de Esb, el resto de parámetros clasifican correctamente más del 90% de los casos. Puede resultar sorprendente que el parámetro que mejor representaba la actividad contráctil (máxima correlación, apartado 8.2 y 8.3) presente los peores índices de predicción. En este sentido hay que destacar que los estudios de correlación se aplicaban a cada sesión de registro, sin embargo el estudio de discriminación se aplica a cada sujeto. Así pues, parece ser que las posibles variaciones de las condiciones de registro entre sesiones de un mismo sujeto

afectan en mayor medida a Esb. Este hecho podría deberse a que mientras el parámetro Esb cuantifica la energía en el rango de los SB de una forma absoluta; parámetros como FM, FSD o Esb/Eeeng se encuentran normalizados por la energía total del EEng y valoran la distribución de la energía en el espectro del EEnG, no la cantidad de energía [COHEN, 1995]. En consecuencia, una mayor variabilidad de la energía de la señal (debido a posibles variaciones en las condiciones de registro) que de la distribución de energía de la señal (más propia de cada individuo como se deducía a lo largo del apartado 10) justificaría los peores resultados que presenta Esb. De hecho, las versiones de Esb normalizadas por parámetros propios de la sesión de registro (Esb/Esbmax y Esb/Esbmin) mejoran considerablemente la capacidad de clasificación, siendo prácticamente del 100% para Esb/Esbmax.

La distribución de los parámetros Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD en periodos de mínima y máxima actividad motora presenta diferencias significativas entre sujetos. Esto significa que los rangos de variación de estos parámetros asociados a los distintos estados de actividad contráctil no son comparables para distintos individuos. Para el caso de Esb, como se comentó en el párrafo anterior, puede ser debido a su carácter de indicador ‘absoluto’ de energía siendo este parámetro más sensible a posibles cambios en las condiciones de registro. Sin embargo, para los casos de FM, FSD e incluso Esb/Eeeng la interpretación de estos resultados puede ser diferente. El hecho de que estos parámetros sí clasificaran correctamente los casos de cada individuo (tabla 8.22) pero no sean aplicables a estudios entre distintos individuos, sugiere que la distribución de energía del EEnG de superficie en periodos de mínima y máxima actividad contráctil es característica de cada individuo. Esta hipótesis ya introducida en el estudio espectral del EEnG (apartados 10.1, 10.2 y 10.3) queda pues reforzada. Por tanto, si se desean definir índices de motilidad que sean directamente comparables entre sujetos, de algún modo se deben tener en cuenta las características propias de cada sujeto en la definición de dichos índices.

Los parámetros Esb/Esbmax y Esb/Esbmin que están normalizados incluyendo información de las características propias de cada sesión de registro (y por tanto de cada sujeto), no presentaron diferencias significativas entre sujetos, ver figura 11.4. Además, los resultados muestran que Esb/Esbmax y Esb/Esbmin permiten distinguir entre casos de mínima y máxima actividad del conjunto global de casos de todos sujetos con una exactitud próxima al 100% (98.5% y 91.5% respectivamente). Hay que destacar que el empleo de Esb/Esbmax y Esb/Esbmin como indicadores de motilidad intestinal exige que se cumplan una serie de condiciones: - a lo largo de la sesión de registro debe existir un periodo de máxima actividad o nula actividad respectivamente; - los posibles artefactos deben ser eliminados puesto que de afectar a Esbmax o Esbmin invalidarían todos los valores de la sesión. Un inconveniente adicional es que estos parámetros no quedan definidos hasta que finaliza el registro.

Por último, indicar que se podría haber realizado un análisis discriminante empleando una combinación de más de un parámetro de motilidad intestinal lo que podría incrementar los índices de predicción obtenidos. Sin embargo, el principal objetivo del presente estudio no es la correcta clasificación de estos estados sino profundizar en la evaluación de la capacidad de cada parámetro para representar la actividad contráctil. Igualmente, se podría haber optado por realizar una regresión logística que, variando el nivel de corte, permitiría establecer un mayor equilibrio entre la especificidad y la sensibilidad obtenidas [GARCIA-CASADO ET AL., 2002c].



# 12 *Cambios en la Dinámica del EEnG*

La selección del ancho de ventana para el análisis espectral del EEnG generalmente se asocia a la resolución temporal deseada en la cuantificación de la actividad motora intestinal. Desde el punto de vista clínico, el índice de motilidad intestinal casi siempre se define para ventanas de señal de un minuto [GROH ET AL., 1989; CHALLIS ET AL., 1989; ZENILMAN ET AL., 1992; MARTINEZ-DE-JUAN, 1998, NETO ET AL., 1999]. Sin embargo, desde el punto de vista de la ingeniería biomédica, el EEnG es una señal que claramente varía en el tiempo: arritmias en la OL, cambios en presencia e intensidad de SB. De hecho en el apartado 8.4 se demuestra la existencia de diferencias significativas de distintos parámetros espectrales del EEnG en periodos de inactividad y máxima actividad contráctil. Esto evidencia que a lo largo de una sesión de registro (2-4h) la señal eléctrica intestinal no es estacionaria desde el punto de vista de su contenido en frecuencias. Si bien esto es claro por el propio mecanismo fisiológico que lo produce (la actividad contráctil del intestino varía a lo largo del tiempo), hasta la fecha no se encuentran trabajos que estudien específicamente la estacionariedad del EEnG ni a nivel interno ni de superficie. Algunos autores asumen la hipótesis de que la señal es estacionaria para cada ventana considerada [REDDY ET AL., 1987; BRADSHAW ET AL. 1997; CHEN ET AL., 1993B; MARTINEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]; otros utilizan técnicas tiempo-frecuencia que no requieren establecer este tipo de hipótesis [MARTÍNEZ DE JUAN, 1998]. Sin embargo, la necesidad de utilización de estas técnicas tiempo-frecuencia ha sido cuestionada en la presentación de dichos trabajos.

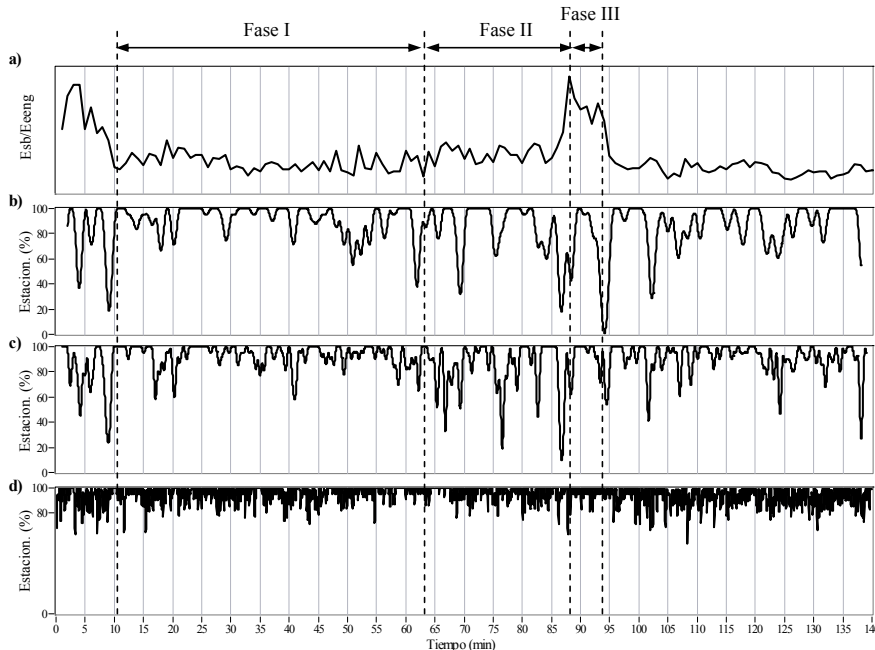
En la presente tesis doctoral se han desarrollado distintos índices de estacionariedad específicos para la señal mioeléctrica intestinal interna y de superficie (apartado 6.6.1). Estos índices permitieron caracterizar la evolución del grado de estacionariedad del EEnG a lo largo del patrón de actividad en ayunas (CMMI), apartado 9.1. Además, se ha realizado un estudio de la influencia del ancho de ventana de análisis sobre el grado de estacionariedad de la señal, apartado 9.2. Finalmente, se ha desarrollado una técnica de análisis del EEnG que adapta el ancho de ventana de análisis a las características espectrales de la señal en cada momento, apartado 9.3. En los siguientes apartados se analizan los resultados de dichos estudios tratando de establecer las causas y consecuencia de los mismos.

## **12.1. Estacionariedad del EEnG en Ayunas**

Se ha estudiado el grado de estacionariedad del EEnG en periodos de inactividad contráctil, actividad contráctil irregular y actividad máxima. Las figuras 9.1 y 9.10 muestran como en ausencia de SB (inactividad contráctil), el EEnG presenta un grado de estacionariedad próximo al 100%. Esto puede ser debido a que durante la fase I no existe actividad de SB [VAN SCHELVEN ET AL., 2002; JANSSENS ET AL, 1995; SARNA, 1985] y los

parámetros espectrales considerados (Esb, Esb/Eeeng, FM y FSD) no varían de forma significativa a lo largo del tiempo. Pese a todo, en ocasiones el grado de estacionariedad de la señal durante la fase I del CMMI (inactividad contráctil) puede verse reducido (figuras 12.1, 9.5, 9.14), especialmente para el EEnG de superficie que presenta una mayor inestabilidad. Si se desea estudiar específicamente las posibles variaciones en el espectro de la señal asociadas a la actividad de la OL (única componente del EEnG presente en fase I), podrían definirse índices de estacionariedad análogos a los calculados, aunque definidos sobre la energía de la OL (Eol) o sobre la frecuencia de repetición de la OL. Por otro lado para la detección de posibles arritmias de la OL resultaría más conveniente calcular la frecuencia de repetición de la OL mediante técnicas espectrales que requieran un menor número de datos para obtener una buena precisión en frecuencia [SEIDEL ET AL., 1999A; BRADSHAW ET AL., 1997]. En cualquier caso, con el método aplicado en este trabajo, un incremento en el número de OL por unidad de tiempo supondría un aumento de la energía del EEnG (Eeeng) y también afectará a la FM de la señal.

Por otro lado, durante la fase II del CMMI no todas las OL están acompañadas de SB [VAN SCHELVEN ET AL., 2002; JANSSENS ET AL., 1995; SARNA, 1985], la presencia e intensidad de SB varía a lo largo del tiempo. La aparición de ráfagas intermitentes de SB provoca cambios en la evolución temporal de los parámetros espectrales que caracterizan el EEnG y, como se observa en las figuras 9.2, 9.3, 9.11 y 9.12, se reduce el grado de estacionariedad de la señal en estas condiciones. Las tablas 9.1-9.4 muestran como en la mayoría de casos durante la fase II el grado de estacionariedad de la señal es el menor de todas las fases, presentado además la mayor variabilidad.

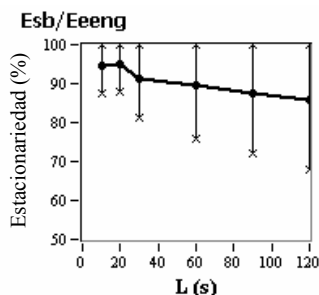


**Figura 12.1** Evolución temporal del índice de motilidad intestinal del EEnG de superficie (Esb/Eeeng ventana 60s) (a), indicador de estacionariedad según el parámetro espectral Esb/Eeeng con  $L=120s$  (b),  $L=60s$  (c) y  $L=10s$  (d).

Respecto a los elevados porcentajes de estacionariedad obtenidos en la fase III del CMMI (figuras 9.4, 9.13, tablas 9.1-9.4) parecen justificados si se tiene en cuenta que durante este periodo todas las OL están acompañadas de SB de máxima intensidad [VAN SCHELVEN ET AL., 2002; JANSSENS ET AL, 1995; SARNA, 1985]. Es decir, durante la fase III la presencia e intensidad de los SB es prácticamente constante y los parámetros espectrales de la señal muestran un grado de estacionariedad próximo al 100%.

En la transición de la fase III a la fase I se alcanzan los valores mínimos del grado de estacionariedad de la señal. Esto parece lógico si se tiene en cuenta que en este periodo el EEnG pasa de un estado en que todas la OL están acompañadas de SB de máxima intensidad, a un estado de reposo y ausencia de SB.

Independientemente de la fase del CMMI, el grado de estacionariedad de la señal depende fuertemente del ancho de ventana  $L$  elegido para el análisis. A lo largo del apartado 9.2 se estudia la influencia del ancho de ventana de análisis ( $L$ ) sobre el porcentaje de estacionariedad promedio del EEnG a lo largo de cada sesión de registro así como para el global de todos los registros.



**Figura 12.2.** Porcentaje de estacionariedad promedio  $\pm$  desviación típica (5 sujetos, 18 sesiones) del EEnG de superficie para distintos anchos de ventana ( $L$ )

Como cabía esperar, los resultados muestran que a mayor  $L$ , menor es el porcentaje de estacionariedad de la señal. Es decir cuanto mayor sea el ancho de ventana considerado mayor es el error cometido al considerar el EEnG una señal estacionaria. Sin embargo, no se puede reducir indefinidamente el ancho de ventana de análisis puesto que, además de requerir un mayor número de cálculos matemáticos, al disminuir  $L$  se reduce la precisión en frecuencia y el número de muestras disponibles para el análisis espectral de la ventana de señal [MARPLE, 1987; OPPENHEIM, 1989]. Si bien se puede garantizar un número de muestras suficientes para el cálculo de la transformada de Fourier aumentando la frecuencia de muestreo de la señal; para los estimadores espectrales no paramétricos, la precisión en frecuencia es inversamente proporcional a la ventana de tiempo considerada [MARPLE, 1987; OPPENHEIM, 1989]. Además, hay que recordar que los parámetros espectrales que determinan los distintos índices de estacionariedad se definen sobre ventanas de tamaño  $L/10$  (apartado 6.6), con lo que con  $L=10$  s tan sólo se tienen 100 muestras para la estimación espectral y una precisión en frecuencia de  $\approx 1$  Hz. En estas condiciones hay que ser cauteloso en la interpretación de resultados. El estudio del grado de estacionariedad para ventanas de menor tamaño exigiría definir otros parámetros indicadores de las características de la señal que presenten un menor varianza en su estimación. Aparte de estos problemas propios de la técnica de análisis de la señal, desde el punto de vista de la propia señal en estudio tampoco tiene sentido reducir indefinidamente la ventana de señal. Para el EEnG se puede considerar como unidad básica de estudio una OL, que podrá estar acompañada o no de una ráfaga de SB de mayor o menor intensidad. La duración de una OL en intestino delgado de perro es de aproximadamente 3'3s

(18cpm) [CRENNER ET AL., 1982, JANSSENS ET AL., 1992; MARTINEZ-DE-JUAN ET AL., 2000]. No obstante, no parece necesario reducir el ancho de ventana hasta ese límite dado que los resultados obtenidos muestran que con  $L=10s$  o  $L=20s$  el porcentaje de estacionariedad promedio es superior al 95% (tablas 9.5-9.6). Además al reducir  $L$  de 20s a 10s el porcentaje de estacionariedad para el EEnG interno apenas aumenta ya (figura 9.24), mientras que para el EEnG de superficie incluso disminuye (figura 12.2, extraída de 9.30). Por otro lado, como se comentó en el apartado 9.2.1, existen casos en que al aumentar el ancho de ventana aumenta el grado de estacionariedad obtenido. Si bien esta no es la regla general, es posible que la presencia de no-estacionariedades de corta duración (p.e. una única OL con SB) puedan quedar camufladas si la ventana de tiempo considerada es grande, y se reflejen en mayor grado cuando  $L$  es menor.

## 12.2. *Análisis Adaptativo del EEnG*

Un ancho de ventana de análisis de 10-20s ha mostrado que en promedio puede satisfacer la hipótesis de estacionariedad de la señal (95%). Sin embargo, también se ha visto como las mayores no estacionariedades se producen en periodos de actividad contráctil irregular y tras periodos de máxima actividad. Atendiendo a estos resultados, sería interesante reducir el ancho de ventana de análisis en estos periodos. Desde el punto de vista de la caracterización del EEnG para el estudio de la motilidad intestinal, en periodos de inactividad contráctil se pueden emplear mayores anchos de ventana para reducir el número de cálculos e identificar con mejor precisión la actividad de baja frecuencia (OL). En periodos donde exista actividad contráctil (SB), la componente de alta frecuencia (SB) es la que tiene mayor relevancia, pudiendo sacrificar precisión en frecuencia a costa de mejorar la resolución temporal para identificar la aparición y desaparición de ráfagas de SB. Todo ello parece sugerir emplear un ancho de ventana de análisis que se ajustase a las características de la señal en cada momento. Así se puede estudiar el contenido en frecuencias del EEnG a lo largo del tiempo lo que equivaldría a una distribución tiempo-frecuencia con precisión variable en tiempo y en frecuencia.

La definición y aplicación distribuciones tiempo-frecuencia (t-f) que se adapten al contenido de la señal en no es un problema nuevo en la ingeniería [HUSSAIN Y BOASHASH, 2002]. Se ha utilizado especialmente en el ámbito de señales de radar [ROTHWELL ET AL., 1998; KIM ET AL., 2000], señales de voz [ZHANG ET AL., 1999] y Doppler médico [OOUNG Y FORSBERG, 1998], siendo recomendable su aplicación a señales multicomponentes [STANKOVIC Y KAYKOVNIK, 1999; HUSSAIN Y BOASHASH, 2002]. Son muchos los autores que concretamente varían el ancho de ventana de análisis dependiendo del contenido de la señal: tanto para distribuciones tiempo-frecuencia cuadráticas [STANKOVIC Y KAYKOVNIK, 1999; HUSSAIN Y BOASHASH, 2002] como para el espectrograma [ROTHWELL ET AL., 1998; KWOK Y JONES, 2000; KIM ET AL., 2000]. Las distribuciones t-f cuadráticas, como la muy conocida Wigner-Ville, permiten obtener una buena precisión en tiempo y en frecuencia. Sin embargo, generalmente presentan términos de interferencia (términos cruzados) que enmascaran la localización de los términos propios de la señal (auto-términos) [COHEN, 1995], estos términos son especialmente relevantes en señales multicomponentes. El efecto de estos términos cruzados puede reducirse mediante el empleo de otras distribuciones t-f de interferencia reducida (RID) como la Choi-Williams o la cónica [COHEN, 1995]. Sin embargo todas estas presentan un problema común que es la no-positividad de las distribuciones [COHEN, 1995]. Este hecho limita la interpretación física de la distribución así como la correcta cuantificación energética de la señal en bandas de frecuencia, como se desea hacer para el EEnG. Este hecho quedó de manifiesto en estudios previos de este grupo de investigación sobre el EEnG interno [MARTINEZ DE JUAN, 2000] así como en estudios



preliminares sobre el EENG de superficie [GARCIA-CASADO ET AL., 2002A-B]. Con todo ello, para la cuantificación del contenido del EENG de superficie en las bandas de frecuencias de la OL y de los SB se prefiere el empleo del espectrograma. En la actualidad existe una línea de investigación de este grupo de trabajo que estudia la utilidad de otras técnicas tiempo-frecuencia como las *wavelets* para el estudio del EENG [PÉREZ ET AL., 2003].

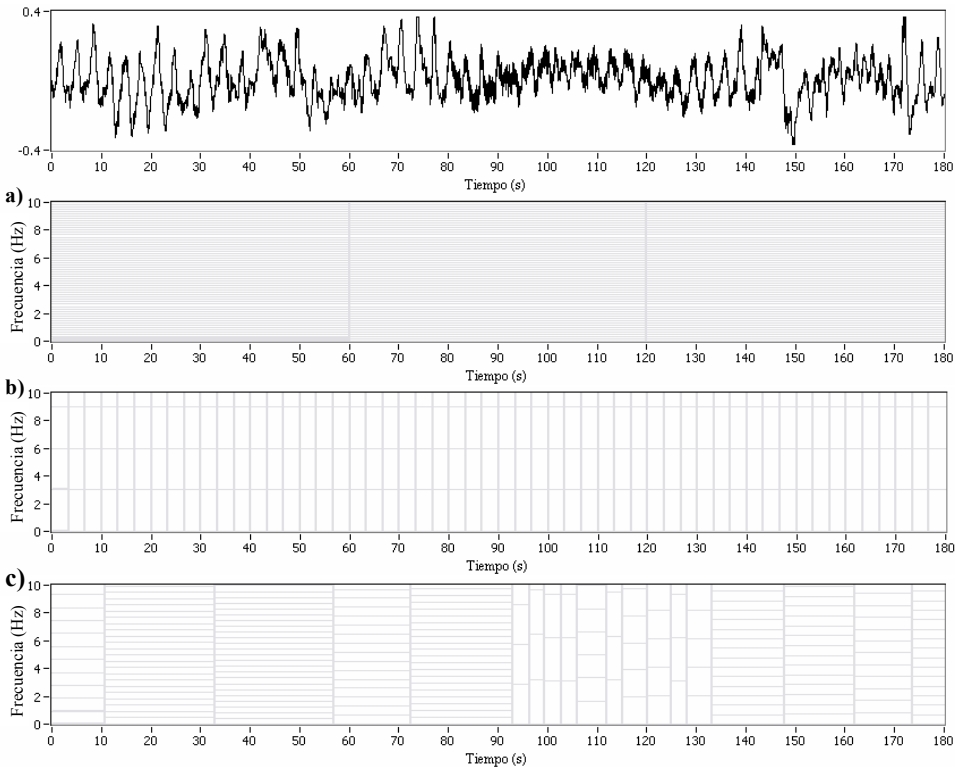
Como se comentó anteriormente, existen trabajos previos que proponen distintas versiones de espectrogramas adaptativos [ROTHWELL ET AL., 1998; KWOK Y JONES, 2000; KIM ET AL., 2000]. Fundamentalmente el término adaptativo hace referencia a variar el ancho de ventana de análisis según unos determinados criterios. Sin embargo, los criterios empleados son muy específicos para la señal de aplicación [ROTHWELL ET AL., 1998; KIM ET AL., 2000] o emplean un aparato matemático muy complejo [KWOK Y JONES, 2000]. En la presente tesis doctoral se describe un sencillo método de ajuste del tamaño de ventana, susceptible además de ser adaptado fácilmente al estudio de otras señales de similares características al EENG. La regla que determina el ancho de ventana que se describe en el apartado 6.6.3; se basa en mantener una relación constante ( $C$ ) entre la frecuencia superior de la señal y la precisión en frecuencia para su análisis. Entendiendo como frecuencia superior de la señal la frecuencia a partir de la cuál el contenido energético en el rango del EENG no es significativo ( $\alpha=0.05$ ).

Para evitar ecuaciones recurrentes que implicarían métodos iterativos y un mayor número de cálculos, tal y como se describe en el apartado 6.6.3.1 el algoritmo de análisis fija el ancho de ventana en cada instante basándose en la información proporcionada por la ventana anterior. Otros autores [KWOK Y JONES, 2000] incluyen información de un mayor número de ventanas anteriores, lo cual puede proporcionar una mayor estabilidad del algoritmo. Sin embargo, al considerar un mayor periodo de tiempo de señal para el cálculo del ancho de ventana, también se puede reducir la velocidad de adaptación a los cambios en la señal. En cualquier caso, este desfase podría provocar que la relación real entre la frecuencia de corte superior y la precisión en frecuencia de cada ventana ( $C[k]=f_{cs}[k]/df[k]$ ), difiera del valor constante deseado ( $C=20$ ). Los resultados obtenidos para el global del estudio (tabla 9.12) muestran un promedio de  $C$  próximo al deseado ( $C=21.74\pm 9.53$ ), si bien con una variabilidad algo elevada. Al tratarse  $C[k]$  de un cociente de parámetros, existen ocasiones en las que se pueden obtener valores de  $C[k]$  muy elevados, lo que puede provocar esa alta variabilidad y que el valor promedio sea ligeramente superior al esperado. De todos modos, en promedio y como también se observa en las figuras 9.31-9.34, el ancho de ventana se adapta a los cambios en el espectro de la señal de forma correcta. Esta hipótesis se ve reforzada por el hecho de que el rango de tamaños de ventana empleados por el método para el global del estudio se sitúa entre [3.01 s-17.81 s], que es inferior a  $L=20$  s que satisfacía la estacionariedad del EENG de superficie (95%, apartado 9.2.1).

La aplicación del espectrograma adaptativo introducido en la presente tesis doctoral a al EENG de superficie en periodos de inactividad contráctil, proporciona los mayores anchos de ventana de análisis. Cuando no existe componente de alta frecuencia (SB) y sólo las OL están presentes, la energía se concentra por debajo de los 2 Hz (apartado 7.2.1) y se toman mayores anchos de ventana para el correcto estudio de la energía de baja frecuencia. La tabla 9.10 indica que  $L$  puede alcanzar valores de 10~30s dependiendo del sujeto en estudio. Como se discutió en el apartado 10.1, la distribución energética de la OL parece ser una característica propia de cada sujeto. En la figura 9.31 en la traza c) se observa como la energía de la OL se concentra en su pico fundamental y primer armónico, estableciendo el límite superior en frecuencia de la señal en  $f_{cs}\approx 0.6$  Hz lo que supone  $L\approx 30$  s para caracterizar mejor las componentes de menor frecuencia. El algoritmo empleado proporciona mayores anchos de ventana en aquellos sujetos que concentran su energía en un menor número de armónicos (figura 7.9), obteniendo así una mejor precisión en frecuencia en el análisis. Esto también se

observa en el número de ventanas por minuto durante la fase de reposo del CMMI en la traza (e) de las figuras 9.35-9.39, que varía entre 2 y 8 vent./min.

Por otro lado, en presencia de actividad de SB (energía de alta frecuencia) los anchos de ventana se acortan (figuras 9.32-9.33). Esto permite localizar con mayor detalle en el tiempo la aparición y desaparición de ráfagas de SB en periodos de actividad contráctil irregular (fase II del CMMI). Si bien la distribución espectral de potencia de la señal se obtiene con menor precisión en frecuencia. En periodos de máxima presencia y energía de SB (fase III del CMMI figuras 9.35-9.39 y en detalle figura 9.34) se obtienen los menores anchos de ventana. En estas condiciones de máxima actividad contráctil, el número de ventanas por minuto aumenta hasta 15~20, reduciéndose la precisión temporal a  $\approx 3$ s (3.01 s, tabla 9.6), lo que equivale a analizar cada OL individual.



**Figura 12.3.** Segmentación del plano t-f al aplicar un espectrograma sobre el EENG de superficie con ancho de ventana:  $L=60$ s (a),  $L=3.33$ s (b), y  $L$  variable (c). Las líneas grises verticales indican la precisión en el tiempo, mientras que las líneas horizontales representan 10xprecisión en frecuencia.

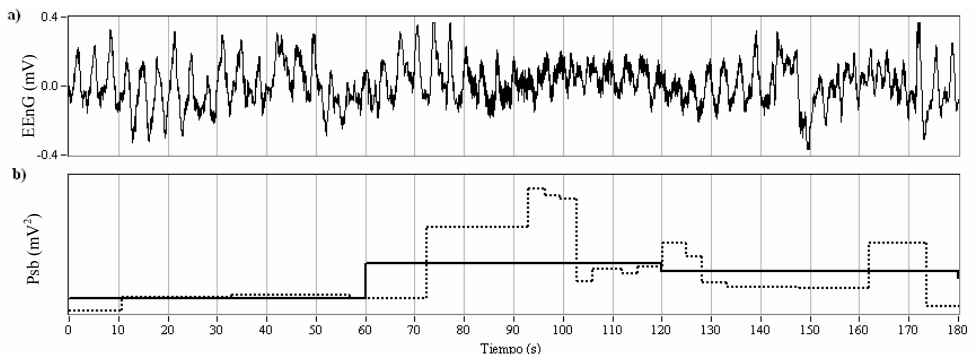
Con todo ello, se puede concluir que el espectrograma de ancho de ventana adaptativo introducido en la presente tesis doctoral caracteriza adecuadamente el EENG de superficie en el dominio del tiempo y de la frecuencia. Si bien el método de análisis es novedoso, este grupo de investigación ya realizó estudios preliminares sobre la caracterización del EENG externo en el dominio tiempo-frecuencia [GARCIA-CASADO ET AL., 2002A-B]. En estos estudios se dedujo que la distribución Choi-Williams caracterizaba bien el EENG en el dominio t-f, sin embargo dada la no-positividad de la distribución su empleo resultaba inadecuado para la cuantificación de la actividad contráctil. Similares resultados se habían obtenido previamente para el EENG interno [MARTÍNEZ DE JUAN, 2000]. En esos trabajos

también se concluyó que para representar la actividad motora intestinal el uso del espectrograma proporcionaba los mejores resultados. No obstante, al emplear un ancho de ventana de análisis fijo existía un compromiso entre precisión en el tiempo y en frecuencia para la correcta caracterización del EENG en el dominio t-f, ver figura 12.3. El espectrograma de ancho de ventana variable empleado en esta tesis doctoral adapta la precisión en frecuencia a las características de la señal. Además la precisión temporal resulta también adecuada, obteniéndose mayor precisión cuando interesa identificar la aparición y desaparición de ráfagas de SB (fases II y III del CMMI), y menor precisión temporal en periodos de reposo (fase I del CMMI).

También se ha estudiado a la capacidad del espectrograma adaptativo para proporcionar indicadores que representen la actividad contráctil intestinal. Se definieron 3 marginales temporales de las distribuciones t-f proporcionadas por el espectrograma adaptativo (apartado 6.6.3.3): potencia en el rango de los SB ( $Psb(t_k)$ ), potencia en el rango de los SB normalizada por la potencia total del EENG ( $Psb/Peeng(t_k)$ ), y frecuencia local en el rango del EENG ( $\langle Weeng \rangle(t_k)$ ). Las figuras 9.35-9.39 muestran que la evolución temporal de  $Psb(t_k)$  es muy similar a la que sigue el índice de motilidad intestinal (IMI) interno, aunque con un mayor precisión en el tiempo. El marginal  $Psb/Peeng(t_k)$  y especialmente  $\langle Weeng \rangle(t_k)$  presentan un patrón de actividad menos similar al IMI interno. Esto se refleja en el estudio de correlación efectuado en el apartado 9.3.4.

Hay que destacar que, tal y como se detalla en el apartado 6.6.3.4, para poder llevar a cabo el estudio de correlación de los marginales temporales con el IMI interno, los marginales fueron promediados en ventanas de 60s para ajustar su escala temporal (no uniforme) a la del IMI interno, ver figura 12.4. Se podría haber tratado de adaptar la escala temporal del IMI a la de los marginales. Esto implicaría adaptar el análisis de la señal interna a las variaciones en el espectro de la señal externa. Sin embargo, resulta más práctica la adaptación de la escala temporal del marginal a una espaciado temporal fijo. Por un lado, el índice de motilidad intestinal usado como referencia para la correlación no se ve alterado, lo que permite comparar directamente los resultados derivados del espectrograma adaptativo con los derivados de las técnicas tradicionales de análisis con L fijo (p.e. con la efectuada en el apartado 8.3).

El estudio de correlación refleja que mientras la versión promediada de  $Psb$  presenta una correlación promedio de  $FCC_{max}=0.70$  (tabla 9.18), las de los marginales  $Psb/Peeng$  y  $\langle Weeng \rangle$  obtienen promedios de  $FCC_{max}=0.45$  y  $0.24$  respectivamente. Al comparar estos



**Figura 12.4.** a) EENG de superficie; b) Marginal temporal potencia en el rango de SB promediado (línea continua) y sin promediar ( $Psb(t_k)$ , línea discontinua).

resultados con los obtenidos con anchos de ventana fijos ( $L=60$  s y  $L=3.33$ s), se observa que la versión promediada de  $Psb$  con espectrograma adaptativo, representa la actividad contráctil interna mejor que ninguna (tabla 9.19), y el marginal temporal  $Psb(t_k)$  nos permite tener mayor precisión temporal en la medida (para cuando se requiera, ver figura 12.4). En relación a los menores coeficientes de correlación obtenidos con el espectrograma adaptativo para los parámetros  $Psb/Peeng$  y  $\langle Weeng \rangle$ , respecto a los mismos parámetros obtenidos con  $L$  fija (tablas 9.20 y 9.21); esta menor correlación puede ser una consecuencia de los cambios de  $L$ , y por ende de la precisión en frecuencia ( $\Delta f$ ) a lo largo de una sesión. Estos cambios provocan que los cortes en frecuencia reales para la banda de la OL y de los SB, que han de ser múltiplos de  $\Delta f$ , varíen a lo largo del análisis de la sesión. Esto es especialmente relevante en el caso del corte inferior de la banda de la OL (0.15 Hz) empleado para el cálculo de  $Peeng$  y de  $\langle Weeng \rangle$ ; puesto que los cambios en este límite inferior pueden suponer, dependiendo de la  $L$  considerada en cada caso, incluir o excluir parte del primer pico de la energía de la OL (que es el de máxima amplitud, apartado 7.2.1). Este hecho debería ser considerado si se desea emplear los marginales  $Peeng$  y  $\langle Weeng \rangle$  como indicadores de actividad contráctil. Una posible solución sería reducir a 0 Hz el límite inferior del EENG, aunque con ello se incluirá la energía de posibles derivas y modulaciones como se discutió en el apartado 10.1 (figuras 10.2 y 10.3).

*Capítulo*  
**VI**

*Conclusiones*



# 13 Conclusiones

## 13.1. Conclusiones

En base a los objetivos específicos planteados en el apartado 4, se comentarán las distintas conclusiones alcanzadas así como si constituyen una aportación nueva.

Ⓞ *Poner a punto la técnica para el registro simultáneo de la actividad mioeléctrica a lo largo de distintos puntos de la serosa intestinal así como de la señal registrada en superficie abdominal. Estudio en perros.*

- La técnica de registro simultáneo de la actividad mioeléctrica intestinal en serosa y en superficie abdominal ha sido cubierta mediante la implantación crónica de electrodos bipolares en la serosa, y mediante dos electrodos de contacto monopolares colocados sobre la superficie abdominal del animal durante las sesiones de registro. A lo largo de todo el trabajo se han mostrado trazas de ambas actividades; lo que, junto con los resultados obtenidos, demuestra la validez del sistema de adquisición.

- La instrumentación de la técnica de registro no es una aportación novedosa de la presente tesis doctoral. La instrumentación de la señal interna fue desarrollada con anterioridad por este grupo de investigación, y la instrumentación de la señal externa se basa en los escasos trabajos realizados en el área por otros grupos internacionales. Sin embargo es resultado de la presente tesis doctoral el desarrollo y puesta a punto del sistema integral para la adquisición, monitorización y análisis del EEnG en todo su espectro.

Ⓞ *Caracterizar en el dominio espectral la componente del EEnG responsable del ritmo básico intestinal (onda lenta). Comparativa de los registros interno y externo.*

- La energía de la onda lenta, tanto para el registro interno como para el externo, se distribuye en una serie de armónicos de la frecuencia de repetición de la OL (en torno a 18 cpm en el perro). La energía de estos armónicos disminuye en frecuencia, siendo ya despreciable su contribución energética para frecuencias por encima de los 2Hz. La energía de la OL interna se refleja en la señal de superficie con una distribución en frecuencia semejante, pero atenuada en amplitud.

- A nivel interno, otros autores han mostrado similares conclusiones en la caracterización de la OL. No obstante, en el presente trabajo se han alcanzado estas conclusiones en base a resultados estadísticamente consistentes; lo que aporta mayor solidez a las anteriores afirmaciones. Estos resultados son el fruto de la aplicación de una serie de herramientas en el dominio espectral definidas por primera vez en esta tesis doctoral. La extensión de estas conclusiones al EEnG registrado en superficie también es una contribución inédita.

③ *Caracterizar en el dominio espectral la componente del EEnG asociada a la actividad contráctil intestinal (potenciales de acción, SB.) Comparativa de los registros interno y externo.*

- La presencia de los potenciales de acción o spike bursts (SB) incrementa la energía por encima de los 2 Hz tanto en la señal registrada internamente como en superficie abdominal. Las capas abdominales provocan una atenuación más severa de la energía de mayor frecuencia, lo que reduce el rango espectral en que se localiza la energía de los SB en el EEnG de superficie con relación al interno ([2, 20] Hz y [2, 27] Hz respectivamente).

- Las técnicas y criterios empleados para el estudio de la componente de alta frecuencia del EEnG son originales de este trabajo. Las conclusiones generales sobre el registro interno no son novedosas. Sin embargo, este estudio era necesario para la posterior comparación con los resultados del análisis del EEnG registrado en superficie. El estudio y conclusiones derivadas de la energía de SB y de la atenuación en el EEnG externo es un punto novedoso de la presente tesis doctoral.

④ *Evaluar el efecto de posibles interferencias en el registro de superficie y proponer soluciones en el caso de demostrarse una fuente de interferencia severa.*

- No se ha observado interferencia ni del ECG ni de la respiración en el dominio temporal o espectral en las frecuencias de interés del EEnG externo. Sin embargo, los registros del EEnG de superficie se encuentran contaminados por la interferencia del ECG. El empleo de filtros adaptativos, puede ser muy útil para la eliminación de la interferencia del ECG con fines visuales. No obstante, la adecuada selección del límite superior en frecuencias para el estudio de la señal (9 Hz) es suficiente para incrementar la relación señal/interferencia de los registros de superficie en mayor medida que utilizando filtros adaptativos.

- La identificación en el dominio espectral de la influencia del ECG sobre el EEnG externo, así como su valoración mediante la definición del ratio señal interferencia (S/I), constituyen una contribución original de este trabajo. No es una nueva aportación de esta tesis doctoral la aplicación de filtros adaptativos al EEnG de superficie, sí lo es la evaluación de sus efectos sobre el ratio S/I de la señal.

⑤ *Definir parámetros espectrales del EEnG de superficie que cuantifiquen la existencia e intensidad de SB. Estudiar qué parámetros correlacionan mejor con el índice de motilidad intestinal derivado de la señal mioeléctrica interna.*

- La energía de los SB del EEnG de superficie, en su versión absoluta y normalizada (Esb y Esb/Eeeng), muestran una fuerte relación con la actividad contráctil interna. Siendo por tanto válidos como indicadores no-invasivos de la motilidad intestinal. La energía de la OL no proporciona información para representar la actividad contráctil intestinal. Además se ha visto que la correlación puede optimizarse ajustando el posible desfase entre señales mediante la función de coeficientes de correlación (FCC), y reduciendo el límite superior de frecuencias del EEnG externo a 9 Hz (máxima relación S/I).

- Es novedad de esta tesis doctoral definir los parámetros espectrales sobre la señal externa, así como limitar a las frecuencias de interés del EEnG el rango de frecuencias sobre los que estos parámetros se calculan. El empleo de la FCC para resolver la problemática del desfase temporal entre la señal interna y externa es también una contribución propia de esta tesis doctoral.



Ⓞ *Evaluar la capacidad de los parámetros espectrales de superficie para discriminar periodos de mínima y máxima actividad contráctil.*

● La energía de los SB normalizada, la frecuencia media y la desviación estándar de frecuencias del EEnG de superficie permiten distinguir periodos de mínima y máxima actividad contráctil para cada sujeto. Sin embargo, la distribución espectral del EEnG en periodos de mínima y máxima actividad es propia de cada sujeto, y por tanto estos parámetros no son directamente comparables entre distintos individuos. Este hecho se puede resolver con la definición de parámetros que incluyan información sobre las condiciones de la sesión de registro del sujeto; p.e. Esb/Esbmax y Esb/Esbmin.

○ La realización de este estudio sobre el EEnG externo y las conclusiones derivadas son una nueva aportación de este trabajo.

Ⓞ *Definir y estudiar el grado de estacionariedad del EEnG interno y de superficie, en estado de ayunas. Valorar la influencia del ancho de ventana de análisis.*

● En sesiones de registro de larga duración en estado de ayunas, se puede considerar el EEnG una señal estacionaria para tamaños de ventana (L) del orden de 1-2 minutos o inferiores. El error cometido al hacer esta consideración es mínimo durante la fase III del CMMI y en gran parte de la fase I. El grado de estacionariedad del EEnG es menor durante la fase II del CMMI. Siendo baja la estacionariedad de la señal en la transición de la fase III a la fase I. En términos generales al reducir L, aumenta el grado de estacionariedad de la señal.

○ La cuantificación del grado de estacionariedad ha sido aplicada con anterioridad a otras señales mioeléctricas como la del músculo diafragmático. No obstante, para el caso de la señal mioeléctrica intestinal, hasta la fecha su estacionariedad ha sido discutida, siendo su evaluación una aportación inédita de esta tesis doctoral.

Ⓞ *Definir una herramienta que adapte el ancho de ventana de análisis al contenido espectral del EEnG de superficie a lo largo del tiempo.*

● La herramienta desarrollada, emplea anchos de ventana más grandes en los periodos en los que la OL es la única componente presente del EEnG; lo que permite caracterizar con mayor precisión en frecuencia esta componente de baja frecuencia. Cuando los SB están presentes, los anchos de ventana se acortan para poder identificar con mayor precisión temporal qué ondas lentas se encuentran acompañadas de SB y cuáles no.

○ La técnica de análisis adaptativo del EEnG de superficie constituye una aportación novedosa de este trabajo tanto en su definición, como en la propia aplicación de técnicas de análisis adaptativo sobre la señal mioeléctrica intestinal.

Ⓞ *Obtener funciones temporales derivadas del análisis adaptativo que representen la evolución de la motilidad intestinal interna. Comparar con técnicas convencionales de análisis con tamaño de ventana fijo.*

● La función temporal potencia en el rango de los SB (Psb) del EEnG de superficie, basada en el análisis de ancho de ventana adaptativo, es un buen indicador no-invasivo de la evolución temporal de la motilidad intestinal interna. Esta función temporal del EEnG de superficie podría sustituir a los índices de motilidad basados en técnicas de registro invasivas como el registro mioeléctrico interno o la manometría intestinal.

○ El estudio es original de la presente tesis doctoral.

### ***13.2. Líneas Futuras de Investigación***

La presente tesis doctoral supone un importante paso adelante hacia el registro no invasivo de la motilidad intestinal y diagnóstico incruento de posibles patologías del aparato digestivo. No obstante, si se toma como referencia el estado del arte de la señal mioeléctrica cardíaca de superficie (ECG), el EEnG de superficie se encuentra dando sus primeros llantos de recién nacido. Por otra parte, se están produciendo importantes avances en otras señales bioeléctricas externas de problemática más similar a la del EEnG, como son la de origen gástrico y uterino. Con los recursos actuales de la ingeniería biomédica, se puede explotar la actual línea de investigación con miras a la aplicación clínica del registro del EEnG de superficie en un futuro no demasiado remoto. Algunas de las líneas de actuación a seguir podrían ser las siguientes:

- Estudios no-invasivos adicionales del CMMI. Basándose en los índices de motilidad no-invasivos definidos en esta tesis doctoral, se pueden redefinir indicadores de las fases del CMMI, así como realizar nuevos estudios de su propagación a lo largo del intestino.
- Determinación de la frecuencia de repetición de la OL. El empleo de técnicas espectrales y tiempo-frecuencia basadas en estimadores paramétricos (AR, ARMA...) al EEnG de superficie puede permitir determinar con una gran precisión la frecuencia de repetición de la OL a lo largo de un registro. Además de la posible identificación de patologías intestinales que afectan a esta componente, si se considera el gradiente que existe en la frecuencia de repetición de la OL a lo largo del intestino, esta técnica podría ser de gran ayuda para identificar el tramo intestinal que se registra en superficie. En la actualidad existe una línea de investigación de este grupo trabajando en este sentido.
- Estudiar en mayor profundidad el efecto de las capas abdominales sobre el EEnG externo, y su posible relación con factores como el índice de masa corporal, la impedancia corporal, la edad... La información de estos factores esta siendo incluida en las nuevas experiencias realizadas por este grupo.
- Eliminación de la fijación artificial de la referencia interna. Una vez se ha caracterizado el EEnG de superficie, para lo cual era necesario que la señal de referencia (interna) estuviera sincronizada con la externa, esta fijación artificial puede ser eliminada. Existen múltiples adherencias naturales del intestino a la pared abdominal, con lo que no se deberían obtener grandes diferencias en el registro del EEnG externo en estas nuevas condiciones. Por otro lado se podría emplear la función de coeficientes de correlación para ajustar el posible desajuste entre áreas de registro interna-externas. En la actualidad existe una línea de trabajo aplicando este nuevo protocolo de registro.
- Aplicación de técnicas de tratamiento de señal como las wavelets. Dentro del análisis tiempo-frecuencia las wavelets permiten mejorar la resolución en frecuencia sin perder resolución en el tiempo. Quizás las wavelets permitan caracterizar con mayor claridad las OL así como los SB de una forma individual. Un miembro de este grupo de investigación está trabajando en esta línea.
- Empleo de técnicas de tratamiento de señal como la separación ciega de fuentes (BSS) o el análisis de componentes independientes (ICA). Estas técnicas permiten separar las distintas componentes de una señal multicomponente. En el caso del EEnG externo podrían permitir separar la actividad de la OL de los SB, así como eliminar fuentes de interferencia como el ECG. En breve se iniciarán los trabajos con esta técnica.
- Aplicación las técnicas desarrolladas hasta la fecha, así como las futuras, bajo condiciones patológicas de distinta índole y afección a la motilidad intestinal: como la

isquemia intestinal, ileo paralítico, obstrucción o pseudo-obstrucción intestinal, intestino irritado...En la actualidad se están llevando a cabo experiencias en perros tanto en condiciones de isquemia como de íleo paralítico.

- Adaptación y aplicación de las técnicas desarrolladas, así como las futuras, al registro del EEnG en superficie abdominal de humanos.



---

# PUBLICACIONES

## CAPÍTULOS DE LIBRO:

GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., PONCE J. L.: 'Intestinal Motility', *The Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Akay M., (pendiente de publicación).

## ARTÍCULOS EN REVISTA INTERNACIONAL:

GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., PONCE J. L. (2005): 'Non-invasive Measurement and Analysis of Intestinal Myoelectrical Activity Using Surface Electrodes', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, (publicación programada para Junio)

## ARTÍCULOS EN CONGRESO INTERNACIONAL:

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., PONCE J. L., y PRATS-BOLUDA G. (2001): 'Relationship between intestinal motility indexes from internal and surface recordings of electroenterogram', *23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Istanbul, vol. 2, pp. 2016-2019.

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002): 'Identification of surface recordings of electroenterogram through time frequency analysis ', *IV International Workshop on Biosignal Interpretation*, Como, vol. 1, pp. 35-38.

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002): 'Time-frequency quantification of the small bowel myoelectrical surface recording ', *24th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Houston, vol. 1, pp. 139-140.

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L. y PONCE J. L. (2003): 'Effect of Abdominal Layers on Surface Electroenterogram Spectrum', *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cancún, vol. 1, pp. 2543-2546.

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., MESEGUER M., y PONCE J. L. (2004): 'Stationarity Study of the Myoelectrical Signal Recorded from Small Bowel ', *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, vol. 1, pp. 110-113.

## ARTÍCULOS EN CONGRESO NACIONAL:

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2001): 'Estudio del índice de motilidad calculado a partir de la señal mioeléctrica del intestino delgado registrada en superficie abdominal', *XIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Bioingeniería*, Madrid, vol. 1, pp. 121-124.

GARCIA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002): 'Análisis discriminante de las fases de máxima y mínima actividad mioeléctrica del intestino delgado', *XX Congreso Anual de la Sociedad Española de Bioingeniería*, Zaragoza, vol. 1, pp. 231-234.



# BIBLIOGRAFÍA

- ABELL T. L., TUCKER R., y MALAGELADA J. R. (1985): 'Simultaneous gastric electro-manometry in man', *electrogastrography*, (Libro) Stern R.M., Koch K.L., Eds. Praeger, New York
- ABELL T. L. y MALAGELADA J. R. (1988): 'Electrogastrography: current assesment and future perspectives', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 33, pp. 982-992.
- AHLUWALIA N. K., THOMPSON D. G., BARLOW J., y HEGGIE L. (1994): 'Human small intestinal contractions and aboral traction forces during fasting and after feeding', *Gut*, vol. 35, pp. 625-630.
- AKAY M. (1997): 'Time frequency and wavelets in biomedical Signal Processing', (Libro) IEEE Press in Biomedical Engineering, New York
- AKIN A. y SUN H. H. (1999): 'Time-frequency methods for detecting spike activity of stomach', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 37, pp. 381-390.
- AKIN A. y SUN H. H. (2002): 'Non-invasive gastric motility monitor: fast electrogastrogram (fEGG)', *Physol. Meas.*, vol. 23, pp. 505-519.
- ALLOS S. H., STATON D. J., BRADSHAW L. A., HALTER S., WIKSWO J. P., JR., y RICHARDS W. O. (1997): 'Superconducting quantum interference device magnetometer for diagnosis of ischemia caused by mesenteric venous thrombosis', *World J. Surg.*, vol. 21, pp. 173-177.
- ALVAREZ W. C. y MAHONEY L. J. 1922): 'Action current in stomach and intestine', *Am. J. Physiol*, vol. 58, pp. 476-493.
- ALVAREZ W. C. (1968): 'Early studies of the movements of the stomach and bowel', (Libro) Williams and Wilkins, Baltimore pp. 1573-1578.
- AMBACHE N (1947): 'The electrical activity of isolated mammalian intestine', *J. Physiol*, vol. 106, pp. 139-153.
- AN Y., LEE H., CHANG D., LEEI Y., SUNG J., CHOI M., y YOON J. (2001): 'Application of pulsed Doppler ultrasound for the evaluation of small intestinal motility in dogs', *J. Vet. Sci.*, vol. 2(1), pp. 71-74.
- ANTONINI M., BARLAUD M., MATIEU P., y DAUBECHIES I. (1992): 'Image coding using wavelet transform', *IEEE Trans. Image Proc.*, vol. 1, pp. 205-220.
- ARNBJORNSSON E. y BENGMARK S. (1983): 'The role of auscultation and registration of bowel sounds in the diagnosis of acute appendicitis', *Ann. Chir Gynaecol.*, vol. 72, pp. 324-328.
- ASTEGIANO M., BRESSO F., CAMMAROTA T., SARNO A., ROBOTTI D., DEMARCHI B., SOSTEGNI R., MACCHIARELLA V., PERA A., y RIZZETTO M. (2001): 'Abdominal pain and bowel dysfunction: diagnostic role of intestinal ultrasound', *Eur. J. Gastroenterol. Hepatol.*, vol. 13, pp. 927-931.
- ATANASSOVA E., DASKALOV I., DOTSINSKY I., CHRISTOV I., y ATANASSOVA A. (1995): 'Non-invasive electrogastrography. Part I: Correlation between the gastric electrical activity in dogs with implanted and cutaneous electrodes', *Arch. Physiol. Biochem.*, vol. 103, pp. 431-435.
- BARNETT T. G., KOEZE T. H., PILOT M. A., y QIN X. Y. (1987): 'Microcomputer analysis and display of canine small intestinal electrical activity', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 25, pp. 672-676.

- 
- BASS P., CODE C. F., y LAMBERT E. M. (1961): 'Motor and electric activity of the duodenum', *Am. J. Physiol.*, vol. 201, pp. 287-291.
- BASS P. y WILEY J. N. (1965): 'Electrical and extraluminal contractile-force activity of the duodenum of the dog', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 10, pp. 183-200.
- BASS P. (1968): 'In vivo electrical activity of the small bowel', (Libro) Am. Physiol. Soc, Washington, D.C. pp. 2051-2074.
- BASS P. y WILEY J. N.(1972): 'Contractile force transducer for recording muscle activity in unanesthetized animals', *J. Appl. Physiol.*, vol. 32, pp. 567-570.
- BAULE G. y MCFEE R. (1963): 'Detection of the magnetic field of the heart', *Am. Heart J.*, vol. 65, pp. 95-96.
- BAYLISS W. M. y STARLING E. H. (1898): 'The movements and innervation of the small intestine', *J. Physiol.*, vol. 24, pp. 99-143.
- BEAUMONT W.(1833): 'Experiments and observations on gastric juice, and the physiology of digestion. (Facsimile of the original edition of 1833 together with a biographical essay)', (Libro) En A Pioneer American Physiologist, Sir William Osler Ed.Dover, New York
- BENDAT J. S. y PIERSON A. G. (1986): 'Analysis and Measurement Procedures', (Libro) Interscience, New York
- BERENGUER J. y PONCE J. (1995): 'Anatomofisiología del intestino delgado, colon y recto', *Ed. Mosby/Doyma*, pp. 235-250.
- BERKSON J., BALDÉS E. J., y ÁLVAREZ W. C.(1932): 'Electromyographic studies of the Gastrointestinal Tract. I. The correlation between mechanical movement and changes in electrical potential during rhythmic contraction of the intestine', *Am. J. Physiol.*, vol. 102, pp. 683-692.
- BONATO P., ROY S. H., KNAFLITZ M., y DE LUCA C. J. (2001): 'Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, pp. 745-753.
- BORTOFF A. y GHALIB E. (1972): 'Temporal relationship between electrical and mechanical activity of longitudinal and circular muscle during intestinal peristalsis', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 17, pp. 317-325.
- BORTOFF A. (1975): 'Electrical activity of gastrointestinal muscle', (Libro) Friedman M.H.P. Ed., University Park Press, Baltimore pp. 17-29.
- BORTOFF A. (1976): 'Myogenic control of intestinal motility', *Physiol Rev.*, vol. 56, pp. 418-434.
- BORTOFF A. (1983): 'Smooth Muscle of the Gastrointestinal Tract', (Libro) Christensen J., Wingate D.L. Eds., John Wright, Bristol pp. 48-74.
- BOZLER E. (1938): 'The action potential of visceral smooth muscle', *Am. J. Physiol.*, vol. 124, pp. 502-510.
- BOZLER E. (1942): 'The activity of the precemaker previous to the discharge of a muscular impulse.', *Am. J. Physiol.*, vol. 136, pp. 543-552.
- BRADSHAW L. A. (1995): 'Measurement and modeling of gastrointestinal bioelectric and biomagnetic fields', *tesis doctoral*, (Libro) Vanderbilt University,
- BRADSHAW L. A., ALLOS S. H., WIKSWO J. P., JR., y RICHARDS W. O. (1997): 'Correlation and comparison of magnetic and electric detection of small intestinal electrical activity', *Am. J. Physiol.*, vol. 272, pp. G1159-G1167.



- BRANSTROM R. y HELLSTROM P. M. (1996): 'Characteristics of fasting and fed myoelectric activity in rat small intestine: evaluation by computer analysis', *Acta Physiol Scand.*, vol. 158, pp. 53-62.
- BUSCH W. (1858): 'Beitrag zur Physiologie der Verdauungsorgane', *Pathol. Anat.*, vol. 14, pp. 140-186.
- CANNON W. B. (1902): 'The movements of the intestine studied by means of the Roentgen rays', *Am. J. Physiol.*, vol. 6, pp. 251-277.
- CANNON W. B. (1905): 'Auscultation of the Rhythmic Sounds Produced by the Stomach and Intestines', *Am. J. Physiol.*, vol. 14, pp. 339-353.
- CARLSON G. M., BEDI B. S., y CODE C. F. (1972): 'Mechanism of propagation of intestinal interdigestive myoelectric complex', *Am. J. Physiol.*, vol. 222, pp. 1027-1030.
- CHALLIS R. E., RICHARDS S. R., y WINGATE D. L. (1989): 'Signal preprocessing system for the small intestinal electromyogram', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 27, pp. 117-124.
- CHEN J. (1989): 'Adaptative filtering and its applications in echo cancellation and biomedical signal processing', Katholieke Univ. Leuven, Leuven. Germany
- CHEN J., VANDEWALLE J., SANSEN W., VANTRAPPEN G., y JANSSENS J. (1990): 'Adaptive spectral analysis of cutaneous electrogastric signals using autoregressive moving average modelling', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 28, pp. 531-536.
- CHEN J. y MCCALLUM R. W. (1991): 'Electrogastrography: measurement, analysis and prospective applications', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 29, pp. 339-350.
- CHEN J., MCCALLUM R. W., y RICHARDS R. (1993a): 'Frequency components of the electrogastragram and their correlations with gastrointestinal contractions in humans', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 31, pp. 60-67.
- CHEN J. D., SCHIRMER B. D., y MCCALLUM R. W. (1993b): 'Measurement of electrical activity of the human small intestine using surface electrodes', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 598-602.
- CHOI H. I. y WILLIAMS W. J. (1989): 'Improved time-frequency signal representation of multicomponent signals using exponential kernel', *IEEE Trans. Acoust. , Speech, Signal Processing*, vol. 37, pp. 862-871.
- CHOI H. I., WILLIAMS W. J., y ZAVERI H. (1989): 'Analysis of event related potential: Time-frequency energy distribution', *Biomed. Sci. Instrument.*, vol. 23, pp. 251-258.
- CHOI M., SEO M., JUNG J., LEE K., YOON J., CHANG D., y PARK R. D. (2002): 'Evaluation of canine gastric motility with ultrasonography', *J. Vet. Med. Sci.*, vol. 64, pp. 17-21.
- CHRISTENSEN J., GLOVER J. R., MACAGNO E. O., SINGERMAN R. B., y WEISBRODT N. W. (1971): 'Statistics of contractions at a point in the human duodenum', *Am. J. Physiol.*, vol. 221, pp. 1818-1823.
- CLAASEN T. A. C. M. y MECKLENBRÄUKER W. F. G. (1980): 'The Wigner distribution- A tool for time-frequency signal analysis', *Phillips J. Res.*, vol. 35, pp. 217-250.
- CLARKE D. D., BHASKE M., y SNAPE W. J. J. (1984): 'Use of a different computer logic to analyse myoelectric activity in diverticular disease of colon', *Gastroenterology*, vol. 86, pp. (Abstr.), pp. 1049
- CODE C. F., SZURSZEWSKI J. H., y KELLY K. A. (1968): 'A concept of control of gastrointestinal motility', *Handbook of Physiology, Section 6. Alimentary Canal.*, (Libro) Code C.F., Heidel W. Eds., Am. Physiol. Soc, Washington vol. V, pp. 2881-2896.
- CODE C. F. y SCHILEGEL J. (1973): 'The gastrointestinal interdigestive housekeeper: motor correlates of the interdigestive myoelectric complex of the dog', *Proc. of the IVth International Symposium on Gastrointestinal Motility*, pp. 631-634.

- CODE C. F. y SCHLEGEL J. (1974): 'The gastrointestinal housekeeper', *In Gastrointestinal Motility*, (Libro) Mitchel Press, Vancouver pp. 631-633.
- CODE C. F. y MARLETT J. A. (1975): 'The interdigestive myo-electric complex of the stomach and small bowel of dogs', *J. Physiol*, vol. 246, pp. 289-309.
- COHEN L. (1989): 'Time-frequency distributions - a review.', *Proc. IEEE*, vol. 77, pp. 941-981.
- COHEN L. (1995): 'Time-frequency signal analysis', (Libro) Prentice Hall, Englewood Cliffs, New York
- CONNELL A. M. (1970): 'Propulsion on the small intestine', *Rendic. R. Gastroenterol.*, vol. 2, pp. 38-46.
- CONNOR J. A., KREULEN D., PROSSER C. L., y WEIGEL R. (1977): 'Interaction between longitudinal and circular muscle in intestine of cat', *J. Physiol*, vol. 273, pp. 665-689.
- CORBETT C. L., THOMAS S., READ N. W., HOBSON N., BERGMAN I., y HOLDSWORTH C. D. (1981): 'Electrochemical detector for breath hydrogen determination: measurement of small bowel transit time in normal subjects and patients with the irritable bowel syndrome', *Gut*, vol. 22, pp. 836-840.
- CRANSTOUN S. D., OMBAO H. C., VON SACHS R., GUO W., y LITT B. (2002): 'Time-frequency spectral estimation of multichannel EEG using the Auto- SLEX method', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 988-996.
- CRENNER F., LAMBERT A., ANGEL F., SCHANG J. C., y GRENIER J. F. (1982): 'Analogue automated analysis of small intestinal electromyogram', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 20, pp. 151-158.
- CRENNER F., ANGEL F., y RINGWALD C. (1989): 'Ag/AgCl electrode assembly for thin smooth muscle electromyography', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 27, pp. 346-356.
- DALLE D., DEVROEDE G., THIBAUT R., y PERRAULT J. (1975): 'Computer analysis of bowel sounds', *Comput. Biol. Med.*, vol. 4, pp. 247-256.
- DANIEL E. E. y SARNA S. K. (1978): 'The Generation and conduction of activity in smooth muscle', *Annu. Rev. Pharmacol. Toxicol.*, vol. 18, pp. 145-166.
- DE PONTI F., BONABELLO A., D'ANGELO L., FRIGO G. M., y CREMA A. (1988): 'Quantitative analysis of intestinal electrical spike activity by a new computerized method', *Int. J. Biomed. Comput.*, vol. 22, pp. 51-64.
- DE PONTI F., CREMA F., MORO E., NARDELLI G., CROCI T., y FRIGO G. M. (2001): 'Intestinal motor stimulation by the 5-HT4 receptor agonist ML10302: differential involvement of tachykininergic pathways in the canine small bowel and colon', *Neurogastroenterol. Motil.*, vol. 13, pp. 543-553.
- DUBBINS P. A. (1984): 'Ultrasound demonstration of bowel wall thickness in inflammatory bowel disease', *Clin. Radiol.*, vol. 35, pp. 227-231.
- DUSDIEKER N. S. y SUMMERS R. W. (1980): 'Longitudinal and circumferential spread of spike bursts in canine jejunum in vivo', *Am. J. Physiol*, vol. 239, pp. G311-G318.
- EL SHARKAWY T. Y. y DANIEL E. E. (1975): 'Electrical activity of small intestinal smooth muscle and its temperature dependence', *Am. J. Physiol*, pp. 1268-1276.
- ENGLEHART K., HUDGINS B., PARKER P. A., y STEVENSON M. (1999): 'Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations', *Med. Eng Phys.*, vol. 21, pp. 431-438.
- ENGLEHART K., HUDGINS B., y PARKER P. A. (2001): 'A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control.', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48(3), pp. 302-311.

- FAMILONI B. O., BOWES K. L., KINGMA Y. J., y COTE K. R. (1991): 'Can transcutaneous recordings detect gastric electrical abnormalities?', *Gut*, vol. 32, pp. 141-146.
- FARRAR J. T. (1963): 'Gastrointestinal smooth muscle function', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 8, pp. 103-110.
- FIORAMONTI J. y BUENO L. (1984): 'Relation between intestinal motility and mesenteric blood flow in the conscious dog', *Am. J. Physiol*, vol. 246, pp. G108-G113.
- FLATT A. J. y SUMMERS R. W. (1987): 'Computer analysis of intestinal motor activity', *Automedica*, vol. 7, pp. 221-236.
- FLECKENSTEIN P., BUENO L., FIORAMONTI J., y RUCKEBUSCH Y. (1982): 'Minute rhythm of electrical spike bursts of the small intestine in different species', *Am. J. Physiol*, vol. 242, pp. G654-G659.
- FLEISCHER A. C., DOWLING A. D., WEINSTEIN M. L., y JAMES A. E., JR. (1979): 'Sonographic patterns of distended, fluid-filled bowel', *Radiology*, vol. 133, pp. 681-685.
- FU P. y BARDAKJIAN B. L. (1991): 'System Identification of Electrically Coupled Smooth Muscle Cells: The Passive Electrical Properties', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 1130-1140.
- GARCÍA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., PONCE J. L., y PRATS-BOLUDA G. (2001): 'Relationship between intestinal motility indexes from internal and surface recordings of electroenterogram', *23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Istanbul, Turquía vol. 2, pp. 2016-2019.
- GARCÍA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002a): 'Time-Frequency Quantification of the Small Bowel Myoelectrical Surface Recording', *24th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Houston, EEUU vol. 1, pp. 139-140.
- GARCÍA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002b): 'Identification of Surface Recordings of Electroenterogram through Time-Frequency Analysis', *IV International Workshop on Biosignal Interpretation*, Como, Italia vol. 1, pp. 35-38.
- GARCÍA-CASADO J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SILVESTRE J., SAIZ J., y PONCE J. L. (2002): 'Análisis Discriminante de las Fase de Mínima y Máxima Actividad Mioeléctrica del Intestino Delgado', *Actas del XX Congreso Anual de la Sociedad Española de Bioingeniería*, Zaragoza, España vol. 1, pp. 231-234.
- GELDOF H., VAN DER SCHEE E. J., y GRASHUIS J. L. (1986): 'Electrogastrographic characteristics of interdigestive migrating complex in humans', *Am. J. Physiol*, vol. 250, pp. G165-G171.
- GIMONDO P. y LA BELLA A. (1995): '[Experimental use of duplex Doppler ultrasonography in the evaluation of intestinal motility in occlusive syndromes]', *Radiol. Med. (Torino)*, vol. 89, pp. 264-269.
- GIMONDO P. y MIRK P. (1997): 'A new method for evaluating small intestinal motility using duplex Doppler sonography', *AJR Am. J. Roentgenol.*, vol. 168, pp. 187-192.
- GOLDHILL J. M., SANDERS K. M., SJOGREN R., y SHEA-DONOHUE T. (1995): 'Changes in enteric neural regulation of smooth muscle in a rabbit model of small intestinal inflammation', *Am. J. Physiol*, vol. 268, pp. G823-G830.
- GOLZARIAN J., STATON D. J., WIKSWO J. P., JR., FRIEDMAN R. N., y RICHARDS W. O. (1994): 'Diagnosing intestinal ischemia using a noncontact superconducting quantum interference device', *Am. J. Surg.*, vol. 167, pp. 586-592.
- GREGERSEN H., ORVAR K., y CHRISTENSEN J. (1992): 'Biomechanical properties of duodenal wall and duodenal tone during phase I and phase II of the MMC', *Am. J. Physiol*, vol. 263, pp. G795-G801.
- GROH W. J., TAKAHASHI I., SARNA S., DODDS W. J., y HOGAN W. J. (1984): 'Computerized analysis of spike-burst activity of the upper gastrointestinal tract', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 29, pp. 422-426.

- GUTTMAN I., WILKS S. S., y HUNTER J. S. (1982): 'Introductory Engineering Statistics', (Libro) Wiley, New York
- GUYTON A. C. y HALL J. E. (1996): 'Tratado de Fisiología Médica', McGraw Hill, Madrid,
- HAAR A. (1910): 'Zur Theorie of continuous orthogonalen Funktionen-system', *Math. Analysis*, vol. 69, pp. 331-371.
- HADJILEONTIADIS L. J., LIATSOS C. N., MAVROGIANNIS C. C., ROKKAS T. A., y PANAS S. M. (2000): 'Enhancement of bowel sounds by wavelet-based filtering', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 876-886.
- HALL K. E., EL SHARKAWY T. Y., y DIAMANT N. E. (1986): 'Vagal control of canine postprandial upper gastrointestinal motility', *Am. J. Physiol.*, vol. 250, pp. G501-G510.
- HARY D., BEKEY G. A., y ANTONELLI D. J. (1987): 'Circuit models and simulation analysis of electromyographic signal sources. I. The impedance of EMG electrodes', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 34, pp. 91-97.
- HAUSKEN T., ODEGAARD S., MATRE K., y BERSTAD A. (1992): 'Antroduodenal motility and movements of luminal contents studied by duplex sonography', *Gastroenterology*, vol. 102, pp. 1583-1590.
- HEGDE S. S., SEIDEL S. A., LADIPO J. K., BRADSHAW L. A., HALTER S., y RICHARDS W. O. (1998): 'Effects of mesenteric ischemia and reperfusion on small bowel electrical activity', *J. Surg. Res.*, vol. 74, pp. 86-95.
- HERMON-TAYLOR J. y CODE C. F. (1971): 'Localization of the duodenal pacemaker and its role in the organization of duodenal myoelectric activity', *Gut*, vol. 12, pp. 40-47.
- HIESINGER E., HOERNICKE H., y EHRLEIN H. J. (1978): 'Computer analysis of electrical and mechanical activity of stomach, duodenum and caecum over long periods', *Gastrointestinal motility in health and disease*, (Libro) Duthie, H.L. Ed., MTP Press, Lancaster pp. 275-285.
- HORN G. E. y MYNORS J. M. (1966): 'Recording the bowel sounds', *Med. Biol. Eng.*, vol. 4, pp. 205-208.
- HUIZINGA J. D., STERN H. S., CHOW E., DIAMANT N. E., y EL SHARKAWY T. Y. (1986): 'Electrical basis of excitation and inhibition of human colonic smooth muscle', *Gastroenterology*, vol. 90, pp. 1197-1204.
- HUSEBYE E. (1999): 'The patterns of small bowel motility: physiology and implications in organic disease and functional disorders', *Neurogastroenterol. Motil.*, vol. 11, pp. 141-161.
- HUSSAIN Z. M. y BOASHASH B. (2002): 'Adaptive Instantaneous Frequency Estimation of Multicomponent FM Signals Using Quadratic Time-Frequency Distributions.', *IEEE Trans. Sign. Process.*, vol. 50, pp. 1866-1876.
- ITOH Z., TAKEUCHI S., AIZAWA I., y TAKAYANAGI R. (1978): 'Characteristic motor activity of the gastrointestinal tract in fasted conscious dogs measured by implanted force transducers', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 23, pp. 229-238.
- JANSSENS W., VANDENBOGAERDE H., CAENEPEEL P., JANSSENS J., y VANTRAPPEN G. (1992): 'Relation between slow-wave frequency and spiking activity during the migrating myoelectric complex in dogs', *Pflugers Arch.*, vol. 421, pp. 492-496.
- JASSON S., MEDIGUE C., MAISON-BLANCHE P., MONTANO N., MEYER L., VERMEIREN C., MANSIER P., COUMEL P., MALLIANI A., y SWYNGHEDAUW B. (1997): 'Instant power spectrum analysis of heart rate variability during orthostatic tilt using a time-/frequency-domain method', *Circulation*, vol. 96, pp. 3521-3526.

- KARLSSON S., YU J., y AKAY M. (1999): 'Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46 (6), pp. 670-684.
- KARLSSON S., YU J., y AKAY M. (2000): 'Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 228-238.
- KERLIN P. y PHILLIPS S. (1982): 'Variability of motility of the ileum and jejunum in healthy humans', *Gastroenterology*, vol. 82, pp. 694-700.
- KHALIL M. y DUCHENE J. (2000): 'Uterine EMG analysis: a dynamic approach for change detection and classification', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 748-756.
- KIM K. T., CHOI I. S., y KIM H. T. (2000): 'Efficient Radar Target Classification Using Adaptive Joint Time-Frequency Processing', *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 48, pp. 1789-1801.
- KOBAYASHI M., PROSSER C. L., y NAGAI T. (1967): 'Electrical Properties of Intestinal Muscle as Measured Intracellularly and Extracellularly', *Am. J. Physiol.*, vol. 213, pp. 275-286.
- KWOK H. K. y JONES D. L. (2000): 'Improved Instantaneous Frequency Estimation Using an Adaptive Short-Time Fourier Transform', *IEEE Trans. Sign. Process.*, vol. 48, pp. 2964-2972.
- LAMMERS W. J., EL KAYS A., MANEFIELD G. W., ARAFAT K., y EL SHARKAWY T. Y. (1997): 'Disturbances in the propagation of the slow wave during acute local ischaemia in the feline small intestine', *Eur. J. Gastroenterol. Hepatol.*, vol. 9, pp. 381-388.
- LATOUR A. (1978): 'Quantitative analysis and measurement of myoelectrical spike activity at the gastroduodenal junction', *Ann. Biol. Animal Biochem. Biophys.*, vol. 8, pp. 711-716.
- LATOUR A. y FERRE J. P. (1985): 'Computer-aided analysis of gastrointestinal myoelectric activity', *J. Biomed. Eng.*, vol. 7, pp. 127-131.
- LI C., ZHENG C., y TAI C. (1995): 'Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 21-28.
- LIN Z. Y. y CHEN J. D. (1994a): 'Recursive running DCT algorithm and its application in adaptive filtering of surface electrical recording of small intestine', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 32, pp. 317-322.
- LIN Z. Y. y CHEN J. D. (1994b): 'Time-frequency representation of the electrogastrogram--application of the exponential distribution', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, pp. 267-275.
- LINKENS D. A. y CANNELL A. E. (1974): 'Interactive graphics analysis of gastrointestinal electrical signals', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 21, pp. 335-339.
- LOUCKES H. S., QUIGLEY J. P., y KERSAY J. (1960): 'Inductograph method or recording muscle activity especially pyloric sphincter physiology', *Am. J. Physiol.*, vol. 199, pp. 301-310.
- LUIKING Y. C., VAN DER REIJDEN A. C., BERGE HENEGOUWEN G. P., y AKKERMANS L. M. (1998): 'Migrating motor complex cycle duration is determined by gastric or duodenal origin of phase III', *Am. J. Physiol.*, vol. 275, pp. G1246-G1251.
- MALLAT S. G. (1989): 'A theory for multiresolution signal decomposition. The wavelet representation.', *IEEE Trans. PAMI*, vol. 11, n°7, pp. 674-693.
- MANSOUR S., DEVEDEUX D., GERMAIN G., MARQUE C., y DUCHENE J. (1996): 'Uterine EMG spectral analysis and relationship to mechanical activity in pregnant monkeys', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 34, pp. 115-121.
- MANSY H. A. y SANDLER R. H. (1997): 'Bowel-sound signal enhancement using adaptive filtering', *IEEE Eng Med. Biol. Mag.*, vol. 16, pp. 105-117.

- MAÑANAS M. A., FIZ J. A., MORERA J., y CAMINAL P. (2001): 'Analyzing Dinamic EMG and VMG Signal of Respiratory Muscle', *IEEE Eng Med. Biol. Mag.*, pp. 125-132.
- MARIMON J. (1907): 'Beitrag zur Kenntris der Dambeivegungen', *Inaugural Dissertation.*, Gshade.Berlin
- MARPLE L. S. J. (1987): 'Digital spectral analysis with applications', (Libro) Prentice Hall, New Jersey
- MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SAIZ J., MESEGUER M., y PONCE J. L. (2000): 'Small bowel motility: relationship between smooth muscle contraction and electroenterogram signal', *Med. Eng Phys.*, vol. 22, pp. 189-199.
- MARTÍNEZ DE JUAN J. L. (1998): 'Estudio de la motilidad intestinal mediante el análisis tiempo-frecuencia del electroenterograma', *tesis doctoral*, (Libro) Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, España
- MEARIN F. y MALAGELADA J. R. (1993): 'Gastrointestinal manometry: a practical tool or a research technique?', *J. Clin. Gastroenterol.*, vol. 16, pp. 281-291.
- MEJÍA-GARCÍA J. H., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SAIZ J., GARCÍA-CASADO J., y PONCE J. (2003): 'Adaptative Cancellation of the ECG interfeence in External Electroenterogram', *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cancún, Méjico vol. 1, pp. 2639-2642.
- MENVILLE L. J. y ANE J. N. (1932): 'X-ray study of passage of different food stuffs through small intestine of man', *Radiology*, vol. 18, pp. 783-786.
- MESEGUER M. (1999): 'Estudio de la motilidad del intestino delgado. Sistema computerizado de análisis y adquisición de datos', *tesis doctoral* (Libro) Universidad de Valencia, Valencia, España
- MIFTAKHOV R. N., ABDUSHEVA G. R., y CHRISTENSEN J. (1999): 'Numerical simulation of motility patterns of the small bowel. 1. formulation of a mathematical model', *J. Theor. Biol.*, vol. 197, pp. 89-112.
- MINTCHEV M. P., KINGMA Y. J., y BOWES K. L. (1993): 'Accuracy of cutaneous recordings of gastric electrical activity', *Gastroenterology*, vol. 104, pp. 1273-1280.
- MINTCHEV M. P. y BOWES K. L. (1996): 'Extracting quantitative information from digital electrogastrograms', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 34, pp. 244-248.
- MINTCHEV M. P., STICKEL A., OTTO S. J., y BOWES K. L. (1997): 'Reliability of percent distribution of power of the electrogastrogram in recognizing gastric electrical uncoupling', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 1288-1291.
- MORENO-VAZQUEZ J. J., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., GARCIA-CASADO J., y PONCE J. L. (2003): 'Autoregressive Spectral Analysis of Electroenterogram (EEnG) for Basic Electric Rythm Identification', *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 2539-2542.
- MORGAN N. H. y GEVINS A. S. (1986): 'Wigner distributions of human event-related brain potentials', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, pp. 66-70.
- NETO A. B., MINIOLI A., FEO C. F., FORNO E. R., LOPASSO F. P., LARANGEIRA L. L., GOLDENBERG S., GOMES P. O., y NIGRO A. T. (1999): 'Effects of small bowel exclusion on intestinal myoelectrical activity pattern: comparison between innervated and denervated (transplanted) Thiry-Vella loops in rats', *Int. Surg.*, vol. 84, pp. 229-233.
- OIGAARD A. y DORPH S. (1974a): 'Electrode problems in the recording of action potentials in the human small intestine', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 19, pp. 1148-1153.
- OIGAARD A. y DORPH S. (1974b): 'Quantitative analysis of motility recordings in the human small intestine', *Am. J. Dig. Dis.*, vol. 19, pp. 804-810.

- ONO K., WATANABE N., SUZUKI K., TSUCHIDA H., y SUGIYAMA U. (1968): 'Analysis of cineradiography of the digestive system with film motion analyzer', *Rinsho Hoshasen*, vol. 13, pp. 293-297.
- OOUNG H. y FORSBERG B. (1998): 'Theory and Applications of Adaptive Constant-Q Distributions', *IEEE Trans. Sign. Process.*, vol. 46, pp. 2616-2615.
- OPPENHEIM A. V. y SCHAFER R. W. (1989): 'Discrete-Time Signal Processing', (Libro) Prentice Hall, New Jersey
- PARK E. y MEEK S. G. (1995): 'Adaptative filtering of the electromyographic signal for prothetic control and force estimation', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 1048-1052.
- PERKINS W. E. (1971): 'Method for studying electrical and mechanical activity of isolated intestine', *J. Appl. Physiol.*, vol. 30, pp. 768-771.
- PÉREZ-PAREDES S., MARTINEZ-DE-JUAN J. L., SAIZ J., GARCIA-CASADO J., y PONCE J. L. (2003): 'Wavelets analysis of the gut myoelectrical activity relationship with mechanical activity', *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cancún, México vol. 1, pp. 2610-2612.
- POLITZER J. P., DEVROEDE G., VASSEUR C., GERARD J., y THIBAUT R. (1976): 'The genesis of bowel sounds: influence of viscus and gastrointestinal content', *Gastroenterology*, vol. 71, pp. 282-285.
- PONCE J., PARRILLA P., GARCÍA D., y MARTÍNEZ F. (1982): 'Método de registro de la actividad mecánica del intestino delgado en perros conscientes con microbalones introducidos en la submucosa. Estudio de su correlación con la actividad eléctrica', *Cirugía Española*, vol. 36, pp. 9-18.
- PONCE J. L., PARRILLA P., RAMÍREZ P., SÁNCHEZ A., SÁNCHEZ J., y RAMÓN J. L. (1987): 'Análisis de la correlación entre la actividad eléctrica mecánica en el músculo liso del intestino delgado. Estudio experimental en el perro', *Cirugía Española*, vol. 42, pp. 333-338.
- PRADEL J. A., DAVID X. R., TAUREL P., DJAFARI M., VEYRAC M., y BRUEL J. M. (1997): 'Sonographic assessment of the normal and abnormal bowel wall in nondiverticular ileitis and colitis', *Abdom. Imaging*, vol. 22, pp. 167-172.
- PROSSER C. L. y BORTOFF A. (1969): 'Electrical activity of intestinal muscle under in vitro conditions', (Libro) Code C.F. Ed., American Physiological society, Washington D.C. pp. 2025-2050.
- QIAN L., PETERS L. J., y CHEN J. D. (1999): 'Effects of electroacupuncture on gastric migrating myoelectrical complex in dogs', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 44, pp. 56-62.
- QUIGLEY E. M., DONOVAN J. P., LANE M. J., y GALLAGHER T. F. (1992): 'Antroduodenal manometry. Usefulness and limitations as an outpatient study', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 37, pp. 20-28.
- QUIGLEY E. M. (1992): 'Intestinal manometry--technical advances, clinical limitations', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 37, pp. 10-13.
- QUIGLEY E. M. (1996): 'Gastric and small intestinal motility in health and disease', *Gastroenterol. Clin. North Am.*, vol. 25, pp. 113-145.
- QUIGLEY E. M., DEPRez P. H., HELLSTROM P., HUSEBYE E., SOFFER E. E., STANGHELLINI V., SUMMERS R. W., WILMER A., y WINGATE D. L. (1997): 'Ambulatory intestinal manometry: a consensus report on its clinical role', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 42, pp. 2395-2400.
- REDDY S. N., COLLINS S. M., y DANIEL E. E. (1987): 'Frequency analysis of gut EMG', *Crit Rev. Biomed. Eng.*, vol. 15, pp. 95-116.
- ROELOFS J. M., AKKERMANS L. M., y SCHUURKES J. A. (1987): 'Computer aided analysis of electrical and mechanical activity of stomach and duodenum', *Z. Gastroenterol.*, vol. 25, pp. 107-111.

- ROSELL J., COHEN K. P., y WEBSTER K. G. (1995): 'Reduction of motion artefacts using a two-frequency impedance pletyomograph and adaptative filtering', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 1044-1048.
- ROTHWELL E. J., CHEN K. M., y NYQUIST D. P. (1998): 'An Adaptive-Window-Width Short-Time Fourier Transform for Visualization of radar Target Substructure Resonances', *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 46, pp. 1393-1395.
- RUCKEBUSCH Y. y BUENO L. (1977): 'Migrating myoelectrical complex of the small intestine. An intrinsic activity mediated by the vagus', *Gastroenterology*, vol. 73, pp. 1309-1314.
- SANDLER R. H. y MANSY H. A. (1996a): 'Computerized analysis of bowel sounds in human subjects with mechanical bowel obstruction', *J. Pediatr. Gastroenterol. Nutr.*, vol. 23, pp. 369d
- SANDLER R. H. y MANSY H. A. (1996b): 'Computerized analysis of bowel sounds in normal and small bowel obstructed rats', *J. Pediatr. Gastroenterol. Nutr.*, vol. 23, pp. 369a
- SARNA S. K. (1975): 'Gastrointestinal electrical activity: terminology', *Gastroenterology*, vol. 68, pp. 1631-1635.
- SARNA S. K. (1985): 'Cyclic motor activity; migrating motor complex: 1985', *Gastroenterology*, vol. 89, pp. 894-913.
- SARNA S. K., SOERGEL K. H., HARIG J. M., LOO F. D., WOOD C. M., DONAHUE K. M., RYAN R. P., y ARNDORFER R. C. (1989): 'Spatial and temporal patterns of human jejunal contractions', *Am. J. Physiol.*, vol. 257, pp. G423-G432.
- SEIDEL S. A., BRADSHAW L. A., LADIPO J. K., WIKSWO J. P., JR., y RICHARDS W. O. (1999a): 'Noninvasive detection of ischemic bowel', *J. Vasc. Surg.*, vol. 30, pp. 309-319.
- SEIDEL S. A., HEGDE S. S., BRADSHAW L. A., LADIPO J. K., y RICHARDS W. O. (1999b): 'Intestinal tachyarrhythmias during small bowel ischemia', *Am. J. Physiol.*, vol. 277, pp. G993-G999.
- SMOUT A. J., VAN DER SCHEE E. J., y GRASHUIS J. L. (1980): 'What is measured in electrogastrography?', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 25, pp. 179-187.
- STANKOVIC L. y KATKOVNIK V. (1999): 'The Wigner Distribution of Noisy Signals With Adaptive Time-Frequency Varying Window', *IEEE Trans. Sign. Process.*, vol. 47, pp. 1099-1108.
- SUGRUE M. y REDFERN M. (1994): 'Computerized phonoenterography: the clinical investigation of a new system', *J. Clin. Gastroenterol.*, vol. 18, pp. 139-144.
- SUMMERS R. W., KENT T. H., y OSBORNE J. W. (1970): 'Effects of drugs, ileal obstruction, and irradiation on rat gastrointestinal propulsion', *Gastroenterology*, vol. 59, pp. 731-739.
- SUMMERS R. W., CRAMER J., y FLATT A. J. (1982): 'Computerized analysis of spike burst activity in the small intestine', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 29, pp. 309-314.
- SZURSZEWSKI J. H. (1969): 'A migrating electric complex of canine small intestine', *Am. J. Physiol.*, vol. 217, pp. 1757-1763.
- SZURSZEWSKI J. H. (1987): 'Electrical basis for gastrointestinal motility', *Physiology of the Gastrointestinal Tract*, (Libro) Johnson L.R.Ed., Raven Press, New York vol. 1, pp. 383-422.
- TELFORD G. L., NEMETH M. A., SARNA S. K., HARRIS M. S., RAMASWAMY K., SCHRAUT W. H., LEE K. K., JOHNSON C. P., y WALGENBACH-TELFORD S. (1996): 'Myoelectric activity and absorptive capacity of rat small intestinal isografts', *Dig. Dis. Sci.*, vol. 41, pp. 1082-1087.
- THAKOR N. V., GUO X. R., SUN Y. C., y HANLEY D. F. (1993): 'Multiresolution wavelet analysis of evoked potentials', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 1085-1094.



- THIRY L. (1864): 'Über eine neue Methode, den Dunndarm zu isolieren sitzungsberichte der Kaiserlichen Akad.', *D. Wissenschaften Macht. Naturw. Class*, vol. 50, pp. 77-96.
- THOLLANDER M., GAZELIUS B., y HELLSTROM P. M. (1999): 'Adrenergic modulation of small bowel haemodynamics in interdigestive motility state of man', *Eur. J. Gastroenterol. Hepatol.*, vol. 11, pp. 257-265.
- THUNEBERG L. (1982): 'Interstitial cells of Cajal: Intestinal pacemaker cells?', *Advances in Anatomy, Embryology, and Cell Biology*, (Libro) Beck F., Hild W., van Limbrogh J., et al. Eds., Springer-Verlag, Berlin vol. 71, pp. 1-130.
- TOMOMASA T., MORIKAWA A., SANDLER R. H., MANSY H. A., KONEKO H., MASAHICO T., HYMAN P. E., y ITOH Z. (1999): 'Gastrointestinal sounds and migrating motor complex in fasted humans', *Am. J. Gastroenterol.*, vol. 94, pp. 374-381.
- TORTORA J. G. y GRABOWSKI G. S. (2002): 'Principios de Anatomía y Fisiología', (Libro) Oxford University Press, Oxford, England
- TSUCHIDA S. y KIMURA Y. (1966): 'Electromyography of the intestines by the intra-intestinal method', *Tohoku J. Exp. Med.*, vol. 89, pp. 61-68.
- VALETTE P. J., RIOUX M., PILLEUL F., SAURIN J. C., FOUQUE P., y HENRY L. (2001): 'Ultrasonography of chronic inflammatory bowel diseases', *Eur. Radiol.*, vol. 11, pp. 1859-1866.
- VAN DER SCHEE E. J. y GRASHUIS J. L. (1987): 'Running spectrum analysis as an aid in the representation and interpretation of electrogastrographic signals', *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 25, pp. 57-62.
- VAN SCHELVEN L. J., NIEUWENHUIJS V. B., y AKKERMANS L. M. (2002): 'Automated, quantitative analysis of interdigestive small intestinal myoelectric activity in rats', *Neurogastroenterol. Motil.*, vol. 14, pp. 15-23.
- VANTRAPPEN G., JANSSENS J., HELLEMANS J., y GHOOS Y. (1977): 'The interdigestive motor complex of normal subjects and patients with bacterial overgrowth of the small intestine', *J. Clin. Invest*, vol. 59, pp. 1158-1166.
- VANTRAPPEN G. R. y JANSSENS J. P. (1985): 'Small Bowel Motility', *Gastroenterology Berk, Ed. Salmot*, vol. 1, pp. 1493-1503.
- VON TSCHARNER V. (2000): 'Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution.', *J. Electromyogr. Kinesiol*, vol. 10 (6), pp. 433-445.
- WANG X., SUN H. H., y VAN DE WATER J. M. (1995): 'Time-frequency distribution technique in biological signal processing', *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 29, pp. 203-212.
- WATSON W. C. y KNOX E. C. (1967): 'Phonoenterography: the recording and analysis of bowel sounds', *Gut*, vol. 8, pp. 88-94.
- WEISBRODT N. W. (1987): 'Motility of the Small Intestine', *Physiology of the Gastrointestinal Tract*, (Libro) Johnson L.R. Ed., Raven Press, New York vol. 1, pp. 631-663.
- WIGNER E. (1934): 'On the quantum correction for the thermodynamic equilibrium', *Physiol Rev.*, vol. 40, pp. 749-759.
- WILLIAMS W. J. y JEONG J. (1989): 'New time-frequency distributions: Theory and applications', *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst.*, vol. 2, pp. 1243-1247.
- WILLIAMSON S. J. y KAUFMAN L. (1981): 'Biomagnetism', *J. Magn. Magn. Mater.*, vol. 22, pp. 129-201.
- WINGATE D. L. (1983): 'The Small Intestine', *A Guide to Gastrointestinal Motility*, (Libro) Christensen J., Wingate D.L. John Wright Eds., Bristol pp. 128-156.

- 
- YOO S., BOSTON J. R., RUDY T. E., GRECO C. M., y LEADER J. K. (2001): 'Time-frequency analysis of temporomandibular joint (TMJ) clicking sounds using radially Gaussian Kernels', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, pp. 936-939.
- YOU C. H. y CHEY W. Y. (1984): 'Study of electromechanical activity of the stomach in human and dogs with particular attention to tachygastría', *Gastroenterology*, vol. 86, pp. 1460-1468.
- ZENILMAN M. E., PARODI J. E., y BECKER J. M. (1992): 'Preservation and propagation of cyclic myoelectric activity after feeding in rat small intestine', *Am. J. Physiol*, vol. 263, pp. G248-G253.
- ZHANG F., CHEN Y. Q., y BI G. (1999): 'Adaptive Harmonic Fractional Fourier Transform', *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 6, pp. 281-283.
- ZHANG Q. T. (1998): 'A statistical resolution theory of the AR Method of Spectral Analysis', *IEEE Trans. Sign. Process.*, vol. 46, N°10, pp. 2757-2766.