

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



**Estudio espectral del ritmo eléctrico básico del intestino delgado para la monitorización no invasiva del marcapasos intestinal.**

**TESIS DOCTORAL**

---

**PRESENTADA POR:**

D. José de Jesús Moreno Vázquez

**DIRIGIDA POR:**

Dr. José Luis Martínez de Juan

Dr. Fco. Javier García Casado



**Dr. José Luis Martínez de Juan**, Profesor Titular de la Universidad Politécnica de Valencia, y

**Dr. Francisco Javier García Casado**, Profesor contratado Doctor de la Universidad Politécnica de Valencia

CERTIFICAN: que la presente Tesis Doctoral titulada “*Estudio espectral del ritmo eléctrico básico del intestino delgado para la monitorización no invasiva del marcapasos intestinal*” ha sido realizada bajo su dirección por el Ingeniero en Electrónica en Instrumentación D. José de Jesús Moreno Vázquez.

Y para que conste a los efectos legales, se extiende la presente certificación en Valencia, 03 de octubre de 2011.

Fdo. Dr. José Luis Martínez de Juan      Fdo. Dr. Francisco Javier García Casado



# RESUMEN

El aparato digestivo permite que los alimentos se conviertan en nutrientes y proporcionen al organismo las calorías y los elementos fundamentales para la vida, al mismo tiempo que se expulsan y eliminan los productos residuales de forma adecuada. La motilidad intestinal es muy importante para conseguir la segmentación del quimo y el tránsito intestinal y está determinada por la actividad mioeléctrica de las capas musculares intestinales. Dicha actividad también se denomina electroenterograma (EEnG). La señal mioeléctrica es el resultado de una componente de baja frecuencia que en condiciones fisiológicas está siempre presente llamada onda lenta (OL) o ritmo eléctrico básico (BER) que constituye el marcapasos intestinal; y una componente de alta frecuencia llamada spike bursts o potenciales rápidos de acción que está asociada a las contracciones intestinales. El análisis del EEnG es un paso clave para monitorizar la actividad intestinal. El estudio del BER intestinal no solo proporciona información acerca del ritmo básico de las contracciones del intestino, sino que puede ayudar a diagnosticar algunas patologías gastrointestinales. Para ofrecer esta herramienta como aplicación clínica, el registro de la señal del EEnG debe ser no invasivo.

El objetivo de la presente Tesis Doctoral es detectar la actividad del marcapasos intestinal y caracterizar el ritmo eléctrico básico en el EEnG externo, comparándolo y estudiando su relación con el EEnG interno. Las señales analizadas fueron obtenidas simultáneamente en la superficie abdominal y en la serosa intestinal de perros Beagle en estado de ayuno. Los métodos de estimación autoregresivo (AR), autoregresivo de media móvil (ARMA), Prony y clasificación de señales múltiples (MUSIC), se emplearon para determinar la distribución espectral de potencia asociada a la actividad de la onda lenta, tanto en los registros internos como externos. Por otro lado, para estudiar la relación entre el espectro de la señal captada en superficie y las señales internas, se estimaron las funciones de coherencia utilizando los modelos autoregresivo multivariante (ARM) y MUSIC.

Se estudió el orden óptimo para los diferentes estimadores paramétricos, resultando que este orden cambia para diferentes tramos de señal, sujetos y canales. Se fijó un orden adecuado para cada estimador espectral, con ello, la frecuencia dominante de la distribución espectral de potencia proporcionada por los estimadores, está de acuerdo con la frecuencia de repetición de la onda lenta intestinal no solo en los registros internos sino también en los registros externos. Por lo tanto, es posible detectar no invasivamente el ritmo eléctrico básico del intestino. Por otra parte, se demostró que la frecuencia de la onda lenta puede cambiar a lo largo de las sesiones de registro en estado de ayuno. Esta evolución puede darse de tres maneras diferentes: tipo I sin cambios significativos en la frecuencia de la BER; tipo II cuando la frecuencia de la BER sigue un patrón similar al índice de motilidad intestinal (IMI) pero con un retardo y finalmente el tipo III que es similar al tipo II, pero el cambio de la frecuencia de la BER está sincronizado con la evolución del IMI.

La función de coherencia entre las señales internas y externas, presenta su valor máximo en la frecuencia del BER intestinal. Los valores obtenidos muestran que existe una relación lineal entre los espectros de las señales internas y externa. Concretamente, los resultados indican que la actividad intestinal registrada en la superficie abdominal corresponde a la región de yeyuno medio. Esto concuerda con los resultados obtenidos mediante el análisis espectral.

Este trabajo demuestra que es posible detectar no invasivamente la actividad del marcapasos intestinal y monitorizar la frecuencia del ritmo eléctrico básico del intestino mediante el registro en superficie abdominal del EEnG. Además, la metodología propuesta permite estimar la región del intestino delgado que ha sido registrada no invasivamente.



# ABSTRACT

The digestive system allows the transformation of food in nutrients and provides the calories and the fundamental elements for life to the organism. Moreover, it is responsible for the disposal of waste products in an appropriate manner. In this context, the intestinal motility is very important for the segmentation of the chyme and intestinal transit and it is determined by the myoelectrical activity of the intestinal muscular layers; such activity is also called electroenterogram (EEnG). The myoelectrical signal is the result of a low frequency component that is always present in physiological conditions slow wave (SW) or rhythm electrical basic (BER) and a high frequency component called spike bursts which is associated with intestinal contractions. The analysis of the EEnG is a key step to monitor the intestinal activity. The study of intestinal slow wave not only provides information about the basic rhythm of bowel contractions, but also may help to diagnose some gastrointestinal pathologies. In order to approach this tool to clinical applications, the recording of EEnG signal should be non invasive.

The aim of this Ph.D Thesis is to detect the intestinal pacemaker activity and characterize the basic electric rhythm on external EEnG, comparing and studying their relationship with the internal EEnG.

The analyzed signals were obtained simultaneously on abdominal surface and on intestinal serosa from Beagle dogs in fast state. Autoregressive (AR), autoregressive moving average (ARMA), Prony and multiple signal classification (MUSIC) estimation was used to determinate the power spectral distributions which is associated with slow wave activity of both internal and external records. On the other hand, to study the relationship between the spectrum of the signal recorded on the abdominal surface and internal signals, the coherence functions were estimated using ARM and MUSIC models.

We studied the optimal order for each parametric estimators. However, this order changes for different signal segment, subjects and channels. It was set an appropriate order for every spectral estimator, thus, the dominant frequency of the power spectral distributions provided by these estimators agree with the repetition frequency of the intestinal slow wave not only in internal but also in external recordings. Hence, it is possible to detect non-invasively the basic electric rhythm of the intestine. On the other hand, it was shown that the slow wave frequency can change throughout recordings sessions in fast state. This evolution can behave in three different ways: type I with no significant changes in the BER frequency; type II when BER frequency follows a similar pattern to the intestinal motility index (IMI) although with a time-delay; and finally type III that is similar to type II, but the changes of the BER frequency are synchronized with the IMI.

The coherence function between internal and external signals, presented the maximum coherence value in the frequency which corresponds to the intestinal BER. The values obtained show a linear relationship between the spectra of internal and external signals. Specifically, the results indicate that the intestinal activity recorded on the abdominal surface corresponds to the region of middle jejunum. This agrees with the results obtained by the spectral analysis.

This work proves that it is possible to detect non-invasively the intestinal pacemaker activity and to monitor the frequency of the bowel basic electrical rhythm from abdominal surface recording of the EEnG. In addition, the proposed methodology permits to estimate the region of the small bowel which has been non-invasively recorded.





# RESUM

L'aparell digestiu permet que els aliments es convertisquen en nutrients i proporcionen a l'organisme les calories i els elements fonamentals per a la vida, alhora que s'expulsen i eliminen els productes residuals de forma adequada. La motilitat intestinal és molt important per a aconseguir la segmentació del quim i el trànsit intestinal i està determinada per l'activitat mioelèctrica de les capes musculars intestinals. La dita activitat també se li denomina electroenterograma (EEnG). El senyal mioelèctric és el resultat d'una component de baixa freqüència que en condicions fisiològiques està sempre present anomenada onda lenta (OL) o ritme elèctric bàsic (BER) que constituïx els marcapassos intestinals; i una component d'alta freqüència crida spike bursts o potencials ràpids d'acció que està associada a les contraccions intestinals. L'anàlisi de l'EEnG és un pas clau per a monitoritzar l'activitat intestinal. L'estudi del BER intestinal no sols proporciona informació sobre el ritme bàsic de les contraccions de l'intestí, sinó que pot ajudar a diagnosticar algunes patologies gastrointestinals. Per a oferir esta ferramenta com a aplicació clínica, el registre del senyal de l'EEnG ha de ser no invasiu.

L'objectiu de la present Tesi Doctoral és detectar l'activitat dels marcapassos intestinals i caracteritzar el ritme elèctric bàsic en l'EEnG extern, comparant-ho i estudiant la seua relació amb l'EEnG intern.

Els senyals analitzades van ser obtingudes simultàniament en la superfície abdominal i en la serosa intestinal de gossos Beagle en estat de dejuni. Els mètodes d'estimació autoregressiu (AR), autoregressiu de mitja mòbil (ARMA), Prony i classificació de senyals múltiples (MUSIC), es van emprar per a determinar la distribució espectral de potència associada a l'activitat de l'onda lenta, tant en els registres interns com externs. D'altra banda, per a estudiar la relació entre l'espectre del senyal captada en superfície i els senyals internes, es van estimar les funcions de coherència utilitzant els models Autoregressiu multivariant (ARM) i MUSIC.

Es va estudiar l'orde òptim per als diferents estimadors paramètrics, resultant que este orde canvia per a diferents trams de senyal, subjectes i canals. Es va fixar un orde adequat per a cada estimador espectral, amb això, la freqüència dominant de la distribució espectral de potència proporcionada pels estimadors, està d'acord amb la freqüència de repetició de l'onda lenta intestinal no sols en els registres interns sinó també en els registres externs. Per tant, és possible detectar no invasivament el ritme elèctric bàsic de l'intestí. D'altra banda, es va demostrar que la freqüència de l'onda lenta pot canviar al llarg de les sessions de registre en estat de dejuni. Esta evolució pot donar-se de tres maneres diferents: tipus I sense canvis significatius en la freqüència de la BER; tipus II quan la freqüència de la BER segueix un patró semblant a l'índex de motilitat intestinal (IMI) però amb un retard i finalment el tipus III que és semblant al tipus II, però el canvi de la freqüència de la BER està sincronitzat amb l'evolució de l'IMI. La funció de coherència entre els senyals internes i externes, presenta el seu valor màxim en la freqüència del BER intestinal. Els valors obtinguts mostren que hi ha una relació lineal entre els espectres dels senyals internes i externa. Concretament, els resultats indiquen que l'activitat intestinal registrada en la superfície abdominal correspon a la regió de jejú mitjà. Açò concorda amb els resultats obtinguts per mitjà de l'anàlisi espectral.

Este treball demostra que és possible detectar no invasivament l'activitat dels marcapassos intestinals i monitoritzar la freqüència del ritme elèctric bàsic de l'intestí per mitjà del registre en superfície abdominal de l'EEnG. A més, la metodologia proposada permet estimar la regió de l'intestí prim que ha sigut registrada no invasivament.



# *Dedicatoria*

*A Mí amada Esposa  
Érica e hijas Ariadna y Melanie*

*A mis queridos padres  
José Luis† y María Luisa*



## ***Reconocimiento***

Quien iba a decir que cuando inicie esta aventura solo estaba mi esposa y mi recién nacida hija. De acuerdo a mi estimación para terminar la tesis, mi hija no se daría cuenta de mi ausencia al realizar mis estancias en el viejo mundo, según yo porque era muy pequeña, y para cuando se diera cuenta, ya habría terminado. Cual ha sido mi sorpresa que ahora tengo dos hijas y no solo se han dado cuenta de mi ausencia, sino que ahora me dicen dinosaurio por el tiempo que me ha tomado terminar esta aventura. Por este error agradezco a mi esposa Érica y a mis hijas Ariadna y Melanie, con quienes emprendí esta aventura y han soportado mis ausencias durante muchos meses, este trabajo también es suyo porque han sido el sostén de mi vida e inspiración para seguir siempre adelante y nunca pensar en claudicar. Érica gracias por haber atendido nuestro hogar en mi ausencia y siempre darme ánimo cuando más agobiado estaba, diciéndome frases como “no se puede, esa palabra no existe en tu diccionario”, la famosa tarareada de Rocky y sobretodo tú enorme paciencia durante tantos días en los que yo solo tenía ojos para mi trabajo y mi compañera e inseparable negra japonesa, a quien he tocado más hasta en la cama y de quien has tenido celos (tú sabes quién).

A mis padres agradezco que siempre me inculcaran, que el aprender es importante, así como lograr siempre las metas fijadas por difíciles que sean. He aquí el resultado de sus enseñanzas. Papá, gracias por todas tus enseñanzas que me han forjado y formado, el apoyo moral que siempre mediste, ese masaje en los hombros acompañado de la frase: “como vas campeón”, se que te hubiera dado una gran alegría y orgullo ver terminar lo que viste que inicie y saber que el gran esfuerzo que hiciste para educarme tiene su recompensa. Siempre estarás presente en mis recuerdos. Mamá gracias no solo por las enseñanzas, sino por darme la vida, saberme guiar, preocuparte por mi salud, siempre tenerme en tus oraciones e impulsarme a seguir adelante para superarme. También mis hermanos han sido fundamentales en el desarrollo de este trabajo. Ángel gracias por ayudar a Érica en esos momentos en los que se presentaron problemas durante mis ausencias. Gaby gracias por echarme porras y pedir ayuda divina por mí.

No todos pueden decir que tiene dos madres, gracias tía Lidia por los principios que siempre me inculcaste en mi niñez, tía María~~f~~, aunque ya no estás se que estarías feliz de la culminación de este trabajo por el cual siempre preguntastes. Tener unos compadres que en los momentos en que no estuve hicieron que mi esposa e hijas sintieran menos pesada mi ausencia, que puedo decir; además de brindarme su apoyo moral, que es necesario y más a la distancia, recordando frases como: “échale ganas mi chavo”, “ahora la bebes o la derramas” y lo más cruel “me estoy tomando unas bien frías”. Marcia, Raúl muchísimas gracias, compaye claro que no olvido toda la burocracia que pasaste en mi nombre en el ITM.

Claro está que sin el apoyo de las familias se hace más difícil lidiar los obstáculos, por ello expreso mi agradecimiento y gratitud a las familias Moreno y Hernández, por el apoyo moral y espiritual. Rosita y Nieves gracias por cuidar de mis princesas.

No puedo dejar de un lado a mis amigos de parrandas, José Ángel (pingui), Víctor (chino), Abelardo, Yolanda (chapis), Marco Antonio (chispa), Rosa y Rosy, que siempre que me veían hacían el comentario de: “cómo va el doctorado”, “para cuando terminas”, “cuando te vas otra vez”, a lo que respondía “pues va que es bueno” y algún día terminaré, pues creo que ese día a llegado. Gracias por esos buenos momentos, que aunque han sido pocos han sido muy reconfortantes.

Por supuesto mi admiración y gratitud a José Luis y Javier, que me introdujeron en el campo de la bioelectrónica hace ya más de algunos años (que rápido pasa el tiempo), y sin duda debo agradecerles más que a nadie, que el trabajo en el que me han dirigido en estos años hayan culminado en la presente Tesis Doctoral. Uff fue una travesía muy larga, pero me ha dejado un muy buen sabor de boca. Gracias ppls por la transmitirme tu experiencia en la investigación, por la paciencia y por firmar el papeleo burocrático mexicano que te hice llegar; sabes en qué número quedo la cuenta?. Super Javi, gracias por guiarme y centrarme en el desarrollo de este trabajo y apoyarme también con la burocracia española, ahora veo la luz en el túnel, porque cuando me lo comentaste por primera vez, yo todavía no la encontraba. En algún momento Javi comento que pocas personas podrán presumir de tener una relación con su director de tesis, pues yo puedo presumir que tuve una buena relación con mis dos directores de tesis. Muchas gracias por todo y saben que en México tienen un amigo.

Por otra parte, se hace cansado pasar muchas horas sentados detrás de un escritorio trabajando, pero si se tienen compañeros como los del DIE y GBIO, que han hecho de las horas de la comida y el café agradables momentos, el trabajo se vuela menos cansado. Karen, Pao y Kata, gracias por su amistad y dejarme compartir esos momentos familiares. A Yiyao por su amistad y las discusiones de técnicas de procesamiento e intestino.

He sido afortunado al pertenecer a este formidable grupo de investigación de señales intestinales y haber convivido con todos sus miembros que me brindaron su apoyo profesional y moral en momentos complicados: José Luis, Javi, Yi Yao, Gema, gracias por su amistad y hospitalidad.

Lic. Rosy Alor, sin su apoyo para lidiar la burocracia este trabajo no hubiera sido posible, M.C. José Luis Toral, Ing. Jesús Salum Ortíz *†*, Lic. María Elena Rojas Rauda y Dr. Raúl Chiu, gracias por brindarme todo el apoyo necesario para terminar este trabajo y no ceder ante las adversidades burocráticas.

También debo agradecer a mis compañeros del Depto. de Ingeniería Electrónica que asumiesen durante varios cursos parte de mis obligaciones docentes para facilitarme terminar este trabajo y al personal administrativo de Instituto Tecnológico de Minatitlán que han estado involucrados en las gestiones burocráticas para terminar esta tesis.

A todos aquéllos que a lo largo de todos estos años han dedicado su tiempo y han tenido paciencia para enseñarme algo.

A los organismos: Asociación Nacional de Universidades e Instituciones de Educación Superior (ANUIES) a través del programa SUPERA, Dirección General de Educación Superior Tecnológica (DGEST), Secretaría de educación Pública (SEP), Fundación y Fideicomiso del Instituto Tecnológico de Minatitlán por el apoyo brindado para concluir el desarrollo de este trabajo de tesis.

*José de Jesús*

*Octubre 2011*

...

*"No debe haber barreras para la libertad de preguntar. No hay sitio para el dogma en la ciencia. El científico es libre y debe ser libre para hacer cualquier pregunta, para dudar de cualquier afirmación, para buscar cualquier evidencia, para corregir cualquier error. ... Sabemos que la única manera de evitar el error es detectarlo y que la única manera de detectarlo es ser libre para investigar .. "*

*J. Robert Oppenheimer*

# Tabla de contenido

Glosario de abreviaturas.....	xix
-------------------------------	-----

## CAPÍTULO 1: Introducción

---

<b>1. Anatomía y motilidad del intestino delgado.....</b>	<b>1-3</b>
<b>1.1 Introducción</b>	<b>1-3</b>
1.1.1 Sistema digestivo.....	1-3
<b>1.2 Anatomía del intestino delgado</b>	<b>1-4</b>
1.2.1 Anatomía macroscópica.....	1-4
1.2.2 Capas de la pared del tracto gastrointestinal.....	1-6
<b>1.3 Actividad contráctil Intestinal</b>	<b>1-8</b>
1.3.1 Tipos de movimientos.....	1-8
1.3.2 Actividad mioeléctrica intestinal.....	1-9
1.3.3 Complejo motor migratorio interdigestivo.....	1-11
<b>2. Métodos de registro de la actividad gastrointestinal</b>	<b>2-1</b>
<b>2.1 Introducción</b>	<b>2-1</b>
<b>2.2 Métodos invasivos</b>	<b>2-2</b>
2.2.1 Métodos de observación directa.....	2-3
2.2.2 Método de microbalones.....	2-3
2.2.3 Transductores de fuerza y desplazamiento .....	2-4
2.2.4 Monitorización mioeléctrica interna.....	2-4
<b>2.3 Métodos semi-invasivos</b>	<b>2-6</b>
2.3.1 Manometría intraluminal.....	2-6
2.3.2 Métodos radiográficos.....	2-7
2.3.3 Estudios endoscópicos.....	2-9
2.3.4 Impedancia eléctrica intraluminal múltiple.....	2-10
<b>2.4 Métodos no invasivos</b>	<b>2-11</b>
2.4.1 Monitorización del sonido abdominal.....	2-11
2.4.2 Técnicas de ultrasonido.....	2-13
2.4.3 Métodos magnetoenterográficos.....	2-14
2.4.4 Métodos mioeléctricos.....	2-16

<b>3. Análisis espectral de la señal mioeléctrica gastrointestinal.....</b>	<b>3-1</b>
<b>3.1 Introducción</b>	<b>3-1</b>
<b>3.2 Análisis en tiempo-frecuencia de registros mioeléctricos</b>	<b>3-3</b>
<b>3.3 Técnicas de análisis espectral de señales mioeléctricas en gastroenterología</b>	<b>3-4</b>
3.3.1 Métodos de estimación espectral no paramétricos.....	3-5
3.3.2 Métodos de estimación espectral paramétricos.....	3-6
3.3.3 Método Prony.....	3-10
3.3.4 Algoritmo de clasificación de múltiples señales (MUSIC).....	3-11
3.3.5 Resolución vs orden en modelos paramétricos.....	3-13
3.3.6 Función de coherencia.....	3-18

## CAPÍTULO 2: Justificación y objetivos

<b>4. Justificación y objetivos.....</b>	<b>4-1</b>
<b>4.1 Justificación</b>	<b>4-1</b>
<b>4.2 Objetivos</b>	<b>4-3</b>
4.2.1 Objetivos generales.....	4-3
4.2.2 Objetivos específicos.....	4-3

## CAPÍTULO 3: Material y métodos

<b>5. Material.....</b>	<b>5-3</b>
<b>5.1 Los animales</b>	<b>5-3</b>
5.1.1 Instalaciones para estabulación.....	5-4
5.1.2 Jaula de registro para estancia.....	5-4
<b>5.2 Dispositivos de medición</b>	<b>5-5</b>
5.2.1 Electrodo de registro de señal interna.....	5-5
5.2.2 Electrodo de registro de señal en superficie.....	5-6
5.2.3 Electrodo de referencia a tierra.....	5-6
<b>5.3 Sistema de amplificación y adquisición de datos</b>	<b>5-6</b>
5.3.1 Amplificación de la señal mioeléctrica.....	5-6
5.3.2 Sistema general de adquisición y análisis de datos.....	5-7
<b>6. Métodos.....</b>	<b>6-1</b>
<b>6.1 Colocación de electrodos</b>	<b>6-1</b>
6.1.1 Implantación de electrodos internos.....	6-1
6.1.2 Colocación del electrodo sobre la superficie abdominal.....	6-3
<b>6.2 Protocolo de registro</b>	<b>6-4</b>
6.2.1 Preparación del animal.....	6-4
6.2.2 Inicio de sesiones de registro.....	6-4
6.2.3 Finalización de sesión de registro.....	6-5
<b>6.3 Adquisición y procesado de la señal del EEnG</b>	<b>6-5</b>
<b>6.4 Análisis espectral del ritmo eléctrico básico del electroenterograma</b>	<b>6-6</b>
6.4.1 Métodos para el análisis espectral.....	6-6
6.4.2 Resolución en frecuencia con una señal simulada.....	6-11
6.4.3 Selección del orden.....	6-13
<b>6.5 Cuantificadores del EEnG</b>	<b>6-16</b>
6.5.1 Estimación de la PSD de la señal del EEnG.....	6-16
6.5.2 Análisis de estabilidad de la frecuencia de la onda lenta.....	6-17



6.5.3 Diferencia significativa de la frecuencia de la onda lenta entre el registro de superficie abdominal y los registros.....	6-17
6.5.4 Normalización de los tipos de patrones de variación de la frecuencia de la onda Lenta.....	6-18
<b>6.6 Función de coherencia</b>	<b>6-19</b>
6.6.1 Estimación de la función de coherencia.....	6-19
6.6.2 Parámetros de evaluación de la estimación de la función de coherencia.....	6-23

## CAPÍTULO 4: Resultados

<b>7. Identificación espectral de la onda lenta.....</b>	<b>7-3</b>
7.1 Introducción	7-3
<b>7.2 Estudio de la resolución de los modelos de estimación espectral (señales simuladas)</b>	<b>7-4</b>
7.2.1 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo AR.....	7-4
7.2.2 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo ARMA.....	7-4
7.2.3 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo Prony.....	7-5
7.2.4 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo MUSIC.....	7-7
7.2.5 Comparativa de los modelos de estimación espectral.....	7-8
<b>7.3 Estimación del orden de la señal mioeléctrica del EEnG</b>	<b>7-13</b>
7.3.1 Estimación del orden óptimo del modelo AR.....	7-13
7.3.2 Estimación del orden óptimo del modelo ARMA.....	7-16
7.3.3 Estimación del orden óptimo del modelo Prony.....	7-20
7.3.4 Estimación del orden óptimo del modelo MUSIC.....	7-24
7.3.5 Comparación de los modelos de estimación espectral.....	7-26
<b>7.4 Identificación de la onda lenta intestinal</b>	<b>7-27</b>
7.4.1 Análisis espectral de la respuesta del modelo AR.....	7-28
7.4.2 Análisis espectral de la respuesta del modelo ARMA.....	7-35
7.4.3 Análisis espectral de la respuesta del modelo Prony.....	7-42
7.4.4 Análisis espectral de la respuesta del modelo MUSIC.....	7-49
7.4.5 Comparativa entre los modelos de estimación espectral.....	7-56
<b>7.5 Patrones de variación de la frecuencia de la onda lenta</b>	<b>7-61</b>
7.5.1 Evolución temporal de la frecuencia de la onda lenta.....	7-61
7.5.2 Relación de la frecuencia de la onda lenta y el índice de motilidad intestinal...	7-72
<b>8. Estimación de la función de coherencia.....</b>	<b>8-1</b>
8.1 Introducción	8-1
<b>8.2 Estimación de la función de coherencia teórica mediante métodos no paramétricos y paramétricos</b>	<b>8-2</b>
8.2.1 Evaluación de la función de coherencia mediante el método del periodograma	8-2
8.2.2 Evaluación de la función de coherencia mediante el método ARM.....	8-3
8.2.3 Evaluación de la función de coherencia mediante el método MUSIC.....	8-3
8.2.4 Comparación de la función de coherencia teórica con la función de coherencia obtenida de los estimadores evaluados.....	8-4
8.2.5 Errores en la estimación de la señal teórica.....	8-6
<b>8.3 Estimación de la función de coherencia de señales simuladas mediante métodos no paramétricos y paramétricos</b>	<b>8-8</b>
8.3.1 Efecto del ruido en las funciones de coherencia estimada.....	8-8
8.3.2 Efecto de la amplitud de las señales en las funciones de coherencia.....	8-10
8.3.3 Efecto de la respiración en las funciones de coherencia.....	8-12

<b>8.4 Estimación de la función de coherencia de la señal del EEnG</b>	<b>8-15</b>
8.4.1 Estimación de la función de coherencia usando la técnica ARM.....	8-16
8.4.2 Estimación de la función de coherencia usando la técnica MUSIC.....	8-37
8.4.3 Comparación de resultados de las funciones de coherencia estimada.....	8-58

## CAPÍTULO 5: Discusión

<b>9. Análisis espectral del ritmo eléctrico básico del EEnG.....</b>	<b>9-3</b>
9.1 Introducción	9-3
9.2 Estimación espectral paramétrica de señales simulada	9-6
9.3 Determinación del orden en los métodos de estimación espectral sobre la señal del EEnG	9-7
9.4 Análisis espectral del EEnG	9-9
9.5 Comparativa de las técnicas de estimación paramétricas	9-12
9.6 Patrones de la frecuencia de la onda lenta	9-17
9.7 Ventajas de la detección no invasiva del EEnG	9-20
<b>10. Similitud entre registros del EEnG internos y externos.....</b>	<b>10-1</b>
10.1 Introducción	10-1
10.2 Valores de los estimadores de la función de coherencia	10-3
10.2.1 Importancia de la función de coherencia.....	10-3
10.2.2 Técnicas de estimación de la función de coherencia.....	10-5
10.2.3 Evaluación de la función de coherencia sobre señales simuladas.....	10-9
10.3 Coherencia espectral en los registros del EEnG	10-13
10.3.1 Empleo de la función de coherencia en el EEnG.....	10-14
10.3.2 Comparativa de resultados de las técnicas de estimación.....	10-15
10.3.3 Monitorización no invasiva del BER mediante la función de coherencia.....	10-20

## CAPÍTULO 6: Conclusiones

<b>11. Conclusiones.....</b>	<b>11-3</b>
11.1 Conclusiones	11-3
11.2 Líneas futuras de investigación	11-5
<b>Publicaciones.....</b>	<b>P1</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>B1</b>

# Glosario de abreviaturas

<i>AIC</i>	Criterio de información de Akaike
<i>AR</i>	Autoregresivo
<i>ARM</i>	Autoregresivo multivariante
<i>ARMA</i>	Autoregresivo de media móvil
<i>BER</i>	Ritmo eléctrico básico intestinal
<i>CAT</i>	Criterio de función de transferencia autoregresiva
<i>CCA</i>	Análisis de correlación canónica
<i>CMMI</i>	Complejo Motor Migratorio Interdigestivo
<i>CWD</i>	Distribución Choi-Williams
<i>ECA</i>	Actividad eléctrica de control
<i>ECG</i>	Electrocardiograma
<i>ED</i>	Distribución exponencial
<i>EEnG</i>	Electroenterograma
<i>EGG</i>	Electrogastrograma
<i>EMD</i>	Descomposición de modo empírico
<i>ERA</i>	Actividad de reacción eléctrica
<i>FD</i>	Factor de diezmado
<i>FD</i>	Factor de diezmado
<i>FFT</i>	Trasformada rápida de Fourier
<i>FPE</i>	Error de predicción final
<i>FT</i>	Transformada de Fourier
<i>GI</i>	Gastrointestinal
<i>HRV</i>	Variabilidad del ritmo cardíaco
<i>IBS</i>	Síndrome de intestino irritable
<i>IMI</i>	Índice de motilidad intestinal
<i>IMI</i>	Índice de motilidad intestinal
<i>MDL</i>	Longitud de descripción mínima
<i>MEG</i>	Magnetoenterograma
<i>MEM</i>	Método de máxima entropía
<i>MUSIC</i>	Clasificación de señales múltiples
<i>MVDR</i>	Respuesta sin distorsión de varianza mínima
<i>PCR</i>	Patrón con retardo
<i>PCS</i>	Patrón con sincronización
<i>PLS</i>	Criterio predictivo de mínimos cuadrados
<i>PN</i>	Patrón normal
<i>Prony</i>	Método de estimación espectral desarrollado por el Barón Prony
<i>PSD</i>	Densidad espectral de potencia
<i>PSP</i>	Potencial de marcapasos
<i>RM</i>	Resonancia magnética
<i>SB</i>	Potenciales de acción rápido
<i>SNC</i>	Sistema nervioso central
<i>SNR</i>	Relación señal-ruido
<i>SQUID</i>	Magnetómetro superconductor de interferencias cuánticas
<i>STFT</i>	Transformada de Fourier de tiempo corto
<i>SVD</i>	Descomposición de valores singulares
<i>SW, OL</i>	Onda lenta
<i>TAC</i>	Tomografía axial computarizada
<i>WVD</i>	Distribución Wigner-Ville
<i>ZAM</i>	Distribución Zhao Atlas Marks

$\%_g\{\hat{C}(f_{OL})_{max}\}$	Porcentaje global de los valores máximos de coherencia estimado
$\Delta f$	Separación de las componentes de frecuencia
$\overline{CI}_{FOL}$	Coefficiente de inestabilidad promedio de la frecuencia de la onda lenta
$\bar{f}_{OL}$	Frecuencia promedio de la onda lenta
$\mu\{\hat{C}_{max}^m(f)\}$	Función de coherencia promedio de los valores de coherencia máximos
$\mu\{\hat{C}_{max}^m(f_{OL})_g\}$	Valores globales de la función de coherencia promedio de las coherencias máximas
$\mu\{\hat{C}^m(f)\}$	Función de coherencia promedio
$CI_{FOL}$	Coefficientes de inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta
$CI_{GFOL}$	Coefficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta
$\hat{C}^m(f)$	Funciones de coherencia estimada
$\hat{C}^m(f)_{max r}$	Valor máximo en la respuesta de la función de coherencia estimada
$\hat{C}^m(f_{OL})_g$	Valor de coherencia global de las funciones de coherencia
$\hat{C}_r(f)$	Función de coherencia entre superficie abdominal y el registro interno del EEnG
$C^T(f)$	Función de coherencia teórica
$CVC^m(f_{OL})$	Porcentaje del coeficiente de variación de la coherencia estimada en la componente de frecuencia de la onda lenta
$CVC^m(f_{OL})_g$	Porcentaje de los coeficiente de variación de la función de coherencia promedio global estimada
$CVC^m_r$	Porcentaje de los coeficientes de variación de coherencia para las funciones de coherencia estimada entre superficie abdominal y cada uno de los registros internos
$EV$	Numero de evaluación realizadas de la función de coherencia
$FG_{OL}$	Frecuencia global de la onda lenta
$f_m$	Frecuencia de muestreo
$f_{OL}$	Frecuencia de la onda lenta
$f_{OLg}$	Frecuencia de la onda lenta global en cada punto de registro de todas las sesiones
$f_{Pmax}$	Frecuencia del valor de coherencia máximo entre superficie y cada registro interno
$OGp_{PR}$	Orden global p por punto de registro
$OGp_{PRmax}$	Orden máximo global p por punto de registro
$OGp_{PRmin}$	Orden mínimo global p por punto de registro
$OGp_T$	Orden global p total
$OGp_{Tmax}$	Orden global p total de los valores máximos
$OGp_{Tmin}$	Orden global p total de los valores mínimos
$OGq_{PR}$	Orden global q por punto de registro
$OGq_{PRmax}$	Orden máximo global p por punto de registro
$OGq_{PRmin}$	Orden mínimo global p por punto de registro
$OGq_T$	Orden global q total
$OGq_{Tmax}$	Orden global q total de los valores máximos
$OGq_{Tmin}$	Orden global q total de los valores mínimos
$RECM^{0.28}$	Variabilidad del valor de coherencia en la componente de 0.28 Hz
$RECM^m$	Variabilidad de los valores de coherencia (m: método de estimación utilizado)
$RECM_{max}^{0.28}$	Variabilidad del valor de coherencia máximo
$Sesgo^{0.28}$	Sesgo en la componente de frecuencia de 0.28 Hz
$Sesgo^m$	Sesgo obtenido del método de estimación m: métodos Periodograma, ARM, MUSIC
$Sesgo_{max}$	Sesgo en la componente de frecuencia de mayor valor de coherencia
$SNR_e$	Relacione señal-ruido del registro que simula el EEnG externo
$SNR_i$	Relacione señal-ruido del registro que simula el EEnG interno
$V_{FOL}$	Porcentaje de variación de frecuencia de la onda lenta
$\sigma$	Desviación estándar teórica

m: método de estimación elegido (Periodograma, ARM, MUSIC)

r: SD (superficie-Duodeno), ST (Superficie-Treitz), SY<sub>1</sub> (Superficie-Yeyuno1), SY<sub>2</sub> (Superficie-Yeyuno2), SY<sub>3</sub> (Superficie-Yeyuno3) e SI (Superficie-Íleon).

---

# Capítulo 1

---

## *Introducción*

---



---

# 1. Anatomía y motilidad del intestino delgado

---

## 1.1 Introducción

### 1.1.1 Sistema digestivo

El aparato digestivo consta del tracto gastrointestinal y de ciertos órganos glandulares asociados cuyas secreciones actúan en él. Las principales subdivisiones del tracto gastrointestinal son: boca, faringe esófago, estómago, duodeno, yeyuno, íleon, colon, recto y ano. El duodeno, el yeyuno y el íleon forman parte del intestino delgado.

Las principales funciones fisiológicas del aparato digestivo son digerir los alimentos y absorber las moléculas nutritivas hacia el torrente sanguíneo; los alimentos ingeridos están constituidos por diversas sustancias nutritivas como proteínas, glúcidos y lípidos, que son de estructura compleja y por tanto, no pueden ser absorbidas directamente en su estado natural, es decir, no pueden atravesar la pared del tubo digestivo para incorporarse al torrente circulatorio [BERNE R. M. ET. AL., 2001]. Por lo tanto, se requiere de un proceso que se encargue de desdoblar los alimentos en sustancias químicas más sencillas que puedan ser absorbidas; a este proceso se le denomina digestión. Estas sustancias, una vez que están en la sangre, son transportadas a todas las células del organismo para su utilización. Las sustancias que no son absorbidas, junto con otros productos de desecho, recorren el resto del tubo digestivo y son eliminadas. [ESCOLAR I. A., ABASCAL A. L., DIAZ D. L., 1989].

Para realizar las *funciones fisiológicas* el aparato digestivo realiza procesos de motilidad, secreción, digestión y absorción.

**Motilidad** consiste en movimientos gastrointestinales que mezclan y hacen avanzar el contenido gastrointestinal a lo largo del tubo digestivo. Normalmente la propulsión es en dirección ortógrada. Sin embargo, existe también la propulsión retrógrada y el vómito es un ejemplo de ello.

**Secreción** incluye los procesos mediante los cuales las glándulas asociadas al tracto gastrointestinal liberan agua y sustancias en éste.

**Digestión** se define como los procesos mediante los cuales los alimentos ingeridos y las moléculas grandes son degradados químicamente a moléculas menores que pueden absorberse a través de la pared del tracto gastrointestinal.

**Absorción** incluye los procesos mediante los cuales las moléculas nutritivas son absorbidas por el tubo digestivo y pasan a la sangre. [BERNE R. M. ET. AL.,2001].

Son pocos los conocimientos encontrados, basados en lo que respecta a la relación entre estructura y función del aparato digestivo hasta 1833, cuando se lograron importantes adelantos con la publicación de “experimentos y observaciones sobre el jugo gástrico y fisiología de la digestión” [BEAUMONT WILLIAM, 1833]. Beaumont fue el primero en estudiar científicamente la motilidad, comprobando el almacenamiento de los alimentos en la parte proximal del estómago, la mezcla de estos en el antro y su expulsión por el píloro. En 1899 se describen los movimientos peristálticos rítmicos del intestino delgado, constituyendo las bases para las descripciones cualitativas y cuantitativas subsecuentes de las contracciones intestinales, la importancia es la actividad eléctrica para medir las contracciones y en un momento dado la farmacología básica de la motilidad [BAYLISS Y STARLING, 1899].

Por otra parte, Szurszewski identificó un patrón de actividad en el intestino delgado de perros en ayunas [SZURSZEWski J. H., 1969]. En situaciones de ayunas, el intestino no queda en reposo, sino que sigue contrayéndose. Este patrón se repite cada 90 minutos aproximadamente en el humano, progresando desde el estómago al íleo terminal. La ingesta de alimentos interrumpe este patrón, generando otras pautas de actividad motora dependientes de los alimentos, su contenido calórico, y otros factores, que se conocen como patrón postingesta.

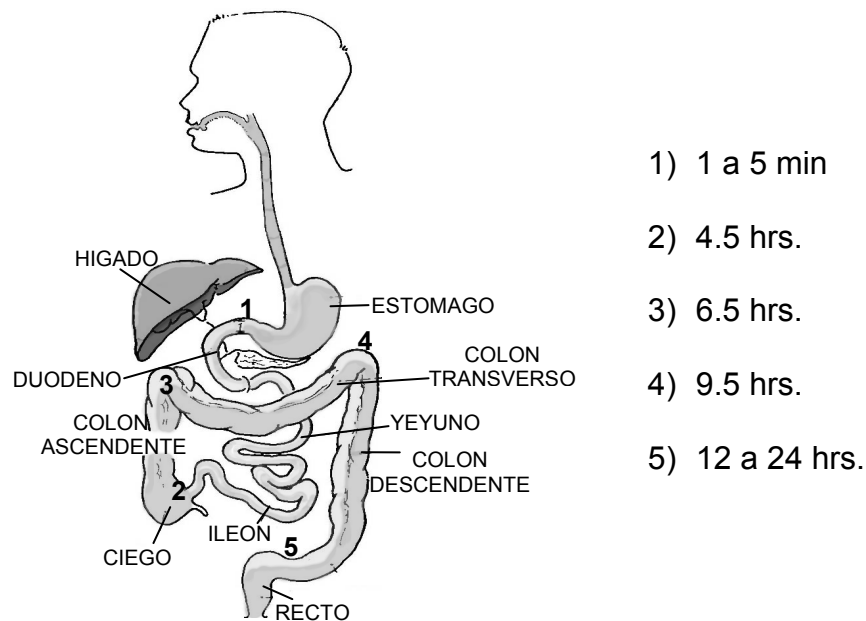
Los patrones de motilidad son de suma importancia en gastroenterología, ya que pueden detectarse disfunciones intestinales cuando estos se modifican o desaparecen [VANTRAPPEN G. R., JANSSENS J. P. ,1985, NETO ET AL,1999,DE PONTI ET AL., 2001].

## 1.2 Anatomía del intestino delgado

### 1.2.1 Anatomía macroscópica

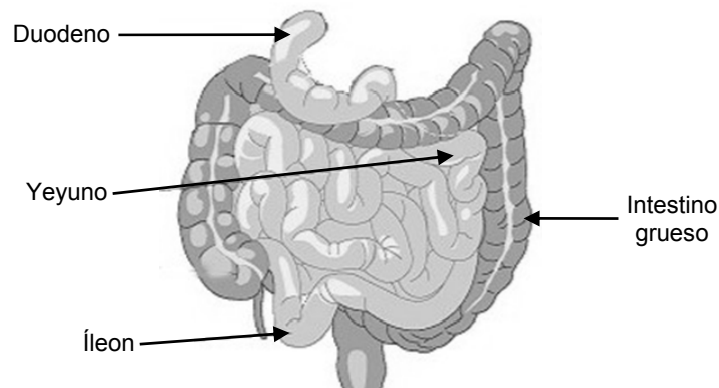
El intestino delgado, es una formación tubular que comienza en el esfínter pilórico gástrico, describe curvas en la porción central e inferior del abdomen y continua con el intestino grueso. En promedio, tiene 2.5 cm de diámetro y longitud de unos 3 m en personas vivas y de casi 6.5 m en cadáveres, esta última debida a la pérdida del tono del músculo liso tras la muerte [TORTORA-GRABOWSKI , 2002]. El quimo suele tardar entre 2 y 4 horas en recorrerlo. En la figura 1-1 se muestran los tiempos de recorrido del bolo alimenticio.





**Figura 1-1.** Tiempo requerido para que las sustancias alimenticias lleguen a diversas partes del tracto digestivo [STANLEY W. JACOB, ET AL 1997].

El intestino delgado se divide en tres partes principales como se muestra en la figura 1-2.



**Figura 1-2.** Partes del intestino delgado en humanos.

El **duodeno**, es la parte más corta de ellas, tiene posición retroperitoneal. Se inicia en el esfínter pilórico del estómago y es la primera porción del intestino delgado y se extiende desde el píloro hasta el ángulo de Treitz, con una longitud de 25-30 cm. Tiene forma de C, aproximadamente representa el 5% inicial del intestino delgado, que no posee mesenterio.

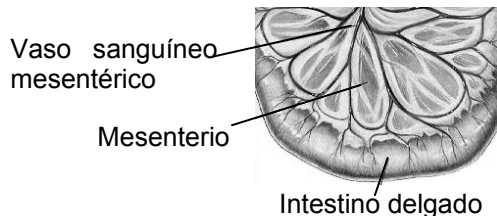
El **yeyuno**, es de casi 1 m de longitud. La unión entre el duodeno y el yeyuno se halla limitada por una banda ligamentosa conocida como ligamento suspensorio del duodeno (ligamento de treitz el cual no existe en los perros). Además, el yeyuno proximal ocupa un 40% de la longitud del intestino delgado.

El **íleon** es la parte final y más larga del intestino delgado, de casi 2 m de longitud, y termina en el esfínter ileocecal, donde se une al intestino grueso. El íleon es la parte distal del intestino delgado y representa el resto de su longitud.

A continuación se muestra la fisiología del perro de algunas partes internas, que presentan similitudes con la fisiología humana. La cavidad abdominal está tapizada por una membrana serosa llamada *peritoneo*, la cual recubre además parte de la cavidad pelviana y en mayor o menor extensión las vísceras en ellas contenidas. El peritoneo

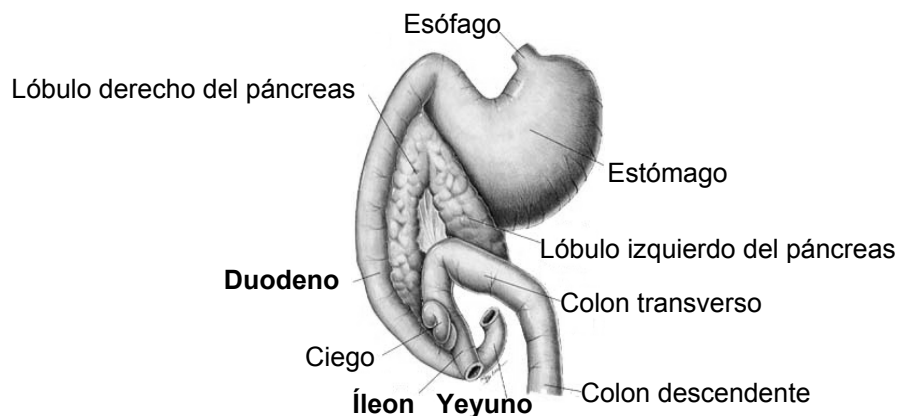
que se adhiere a las paredes de las cavidades se denomina; *peritoneo parietal* y el que recubre las vísceras u órganos peritonados se denomina *peritoneo de conexión*, que se dividen en *Omentos*, *Mesenterios* y *Ligamentos* (Figura 1-3).

Los *Mesenterios* son pliegues de peritoneo de conexión que unen el intestino a las paredes del abdomen, generalmente tienen forma de abanico y por él van arterias y venas mesentéricas, vasos linfáticos y ganglios linfáticos que en conjunto se denominan *Rosario linfático Mesentérico*.



**Figura 1-3.** Mesenterio [Hill's Pet Nutrition, 2005].

En la figura 1-4 se muestra la ubicación anatómica de las partes que conforman el sistema digestivo en perros.

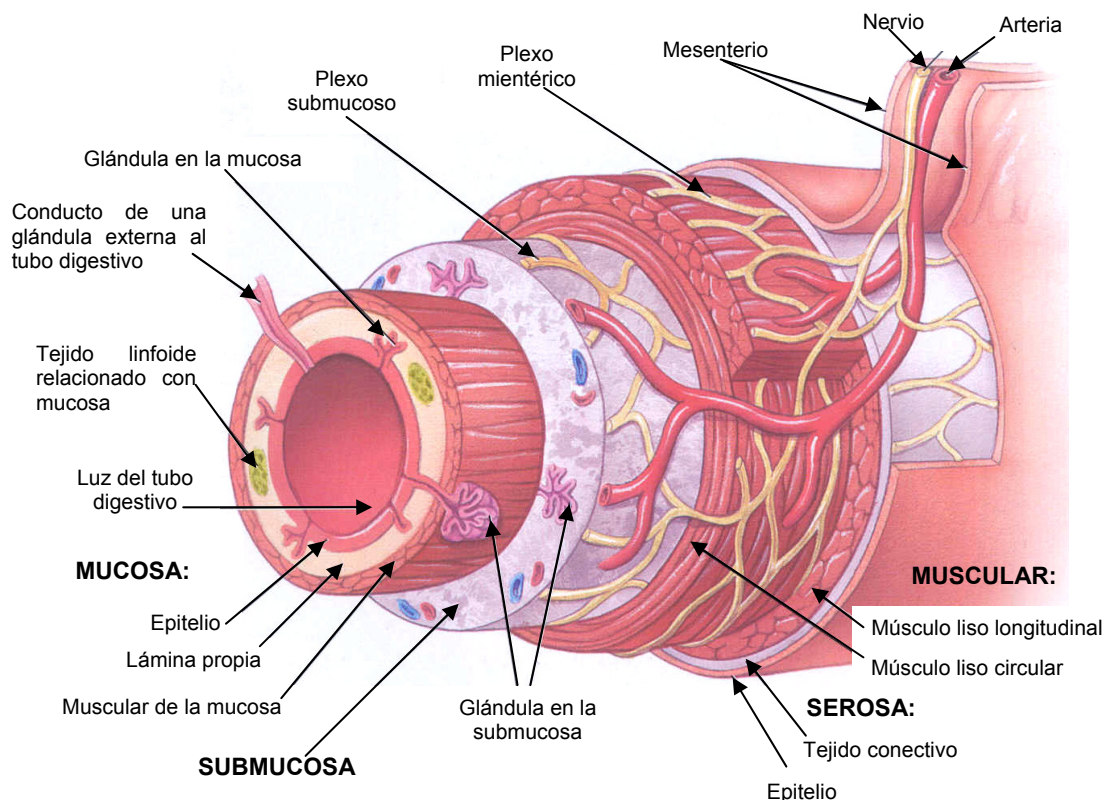


**Figura 1-4** Órganos internos del tracto gastrointestinal de un perro [Hill's Pet Nutrition].

### 1.2.2 Capas de la pared del tracto gastrointestinal

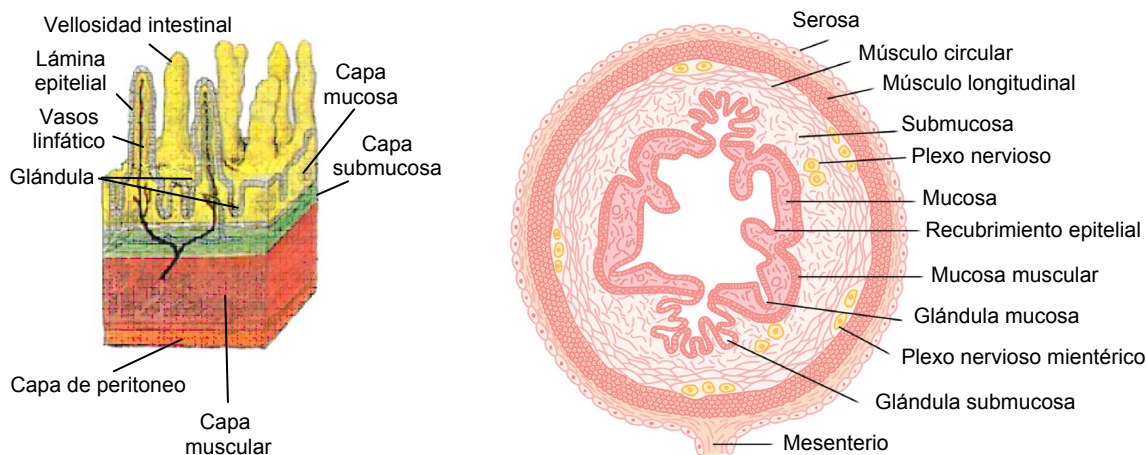
Desde el esófago hasta el conducto anal, la pared del tubo digestivo tiene la misma disposición básica, de cuatro capas de tejidos, las cuales, desde la más profunda a la superficial, son: *mucosa*, *submucosa*, *muscular* y *serosa* como se muestra en la figura 1-5. La estructura del tracto gastrointestinal varía de una región a otra [STANLEY W. JACOB, ET AL, 1997]. A continuación se describe cada una de las capas de la pared del tubo digestivo [GUYTON A. C., HALL J. E., 1996]:

- **Mucosa o túnica mucosa:** Capa más interna del tubo digestivo; está compuesta de epitelio superficial y de tejido conectivo subyacente de sostén, la lámina propia, dispuesta en una capa delgada de fibras musculares lisas, la muscular mucosa (*muscularis mucosae*). Las contracciones de la muscular de la mucosa provocan pliegues y crestas en la mucosa y puede provocar también que estos pliegues se muevan progresivamente a nuevas áreas de la mucosa. Este mismo músculo también emite fibras hacia arriba en las vellosidades y provoca su contracción intermitente. Los pliegues mucosos multiplican la superficie de contacto con el quimo y, paralelamente, el grado de absorción.
- **Capa submucosa o tela submucosa.** Esta capa está compuesta de tejido conectivo areolar con numerosos linfáticos, vasos sanguíneos y nervios. Se encuentra entre las capas mucosa y muscular y actúa para compensar los cambios en el tamaño del tubo digestivo durante el paso del alimento, es decir, regula los movimientos de la mucosa y la constricción de los vasos sanguíneos. Además, inerva las células secretoras de las glándulas de la mucosa. Los mayores troncos nerviosos y vasos sanguíneos de la pared intestinal se hallan en la submucosa.
- **Capa muscular o muscularis externa:** Se encuentra formada típicamente por dos capas principalmente de células musculares lisas: una capa interna circular y una capa externa longitudinal. Las contracciones de la muscular externa mezclan el contenido de la luz y lo hacen avanzar a lo largo del tracto gastrointestinal.
- **Capa serosa o adventicia:** La cubierta más externa recibe el nombre de peritoneo visceral o serosa, con el peritoneo parietal localizado entre el peritoneo visceral y la pared abdominal, está formada principalmente por tejido conjuntivo cubierto por una capa de células escamosas mesoteliales.



**Figura 1-5.** Diagrama tridimensional de diversas capas del tubo digestivo [TORTORA J. G., GRABOWSKI G. S., 2002].

En la figura 1-6 se muestra a detalle una sección de las capas del tubo digestivo.



**Figura 1-6** Organización general de las capas del tracto gastrointestinal [ESCOLAR I. A., ABASCAL A. L., DIAZ D. L., 1989 Y BERNE, M., LEVY N., 2001].

## 1.3 Actividad contráctil Intestinal

### 1.3.1 Tipos de movimientos

Las paredes del tracto gastrointestinal (GI), en todos los niveles, son musculares y tienen la capacidad del movimiento. Los movimientos de los músculos del GI ejercen acciones directas sobre la ingesta en la luz intestinal. Existen varias funciones para los movimientos del GI: a) impulsar la ingesta desde una localización a la siguiente; b) retener la ingesta en un sitio dado para su digestión, absorción o almacenamiento; c) romper físicamente el material alimenticio y mezclarlo con las secreciones digestivas, y d) hacer que la ingesta circule de tal manera que todas sus partes se pongan en contacto con la superficies de absorción [CUNNINGHAM G. J., 1994].

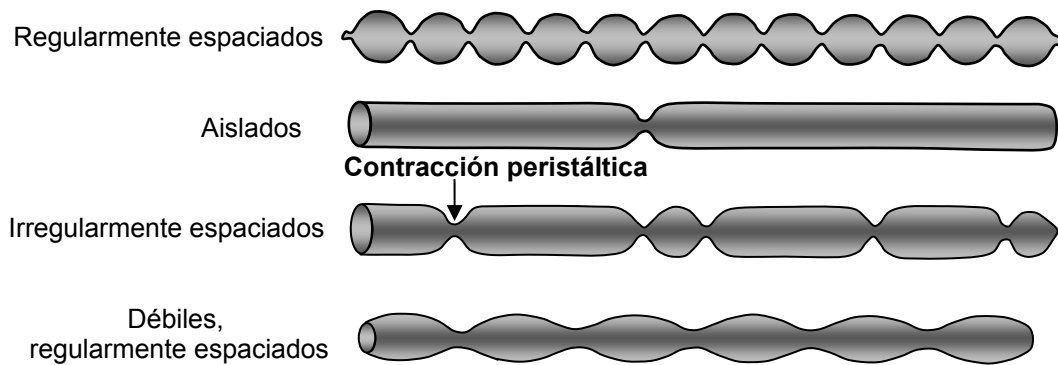
El intestino delgado, especialmente duodeno y yeyuno, es donde tiene lugar la mayor parte de la digestión y absorción. Los movimientos del intestino delgado mezclan el quimo con las secreciones digestivas, ponen nuevo quimo en contacto con la superficie absorbente de las micro-vellosidades y hacen avanzar el quimo hacia el colon.

Dos tipos de movimientos del intestino delgado se llevan a cabo, la segmentación y el peristaltismo (o movimiento propulsor) llamado *complejos de motilidad migratoria*, están principalmente bajo regulación del plexo mientérico.

La capa muscular es la responsable de los movimientos del intestino delgado; éstos son de dos tipos [ESCOLAR I. A., ABASCAL A. L., DIAZ D. L., 1989] :

- Movimiento de mezclado o de segmentación:

Consisten en contracciones concéntricas localizadas y espaciadas a lo largo del intestino (Figura 1-7). Cada una de estas contracciones está espaciada aproximadamente 1 cm de longitud, por lo que cada serie de contracciones provoca una segmentación del intestino. Estos movimientos tienen como finalidad mezclar el quimo con los jugos digestivos presentes en el intestino, sin desplazar el contenido intestinal en sentido distal pero en algunas ocasiones pueden llegar a ser oclusivas lo que obliga a un desplazamiento en ambas direcciones del contenido intestinal [WINGATE D. L. 1983]. Las segmentaciones ocurren más rápidamente en el duodeno, unas 12 veces por minuto, y disminuyen gradualmente hasta ocho por minuto en el íleon.



**Figura 1-7.** Movimiento de mezclado o de segmentación [ESCOLAR I. A., ABASCAL A. L., DIAZ D. L., 1989].

- Movimientos peristálticos:

Éstos impulsan los alimentos a lo largo del intestino delgado, desde el píloro hasta la válvula ileocecal. Las ondas peristálticas por lo general se superponen a las contracciones de segmento y también viajan a lo largo del intestino empujando el contenido hacia el extremo distal. Las ondas ocurren a intervalos regulares y viajan por distancias variables.

### 1.3.2 Actividad mioeléctrica intestinal

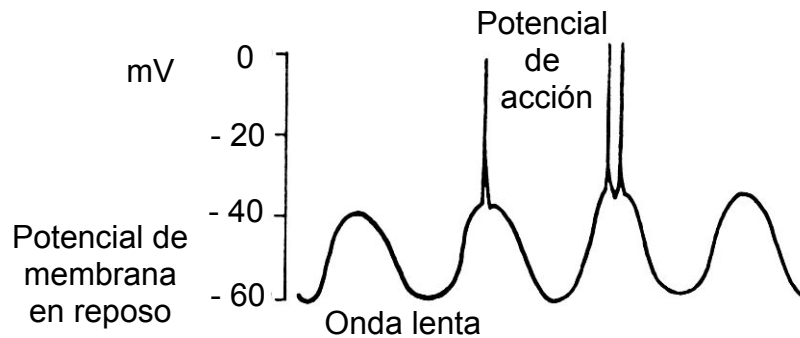
La motilidad gastrointestinal normal, es el resultado de las contracciones coordinadas del músculo liso que a su vez se deriva en dos patrones básicos de actividad eléctrica a través de las membranas de las células del músculo liso. La actividad contráctil en algún nivel en el tracto gastrointestinal está basado en las propiedades de electrofisiología [QUIGLEY EMM, 1987; SANDERS KM, 1989][HARA Y. ET. AL, 1986]. Una característica consistente de la actividad mioeléctrica intestinal, es un patrón eléctrico altamente regular y periódico llamado *onda lenta* (SW) (Figura 1-8), la cual ha recibido distintos nombres como son: *ritmo eléctrico básico* (BER) [BASS PAUL ET. AL, 1961], *potencial de marcapaso* (PSP)[CODE ET AL., 1968] , *actividad eléctrica de control* (ECA) [SARNA, 1975].

Como otras células excitables, las células del músculo liso gastrointestinal mantienen una diferencia de potencial eléctrica a través de sus membranas. El potencial de la membrana en reposo de las células del músculo liso está entre -50 mV y -70 mV.

En contraste a los nervios y otros tipos de células del músculo, el potencial de membrana de las células del músculo liso fluctúa espontáneamente. En el hombre se producen despolarizaciones periódicas del potencial de membrana en un número aproximado de 11 a 13 veces por minuto en la parte proximal del intestino delgado, y disminuyen a cerca de 8 a 10 veces por minuto en el íleon [OTTERSON M. F, 1993].

La mayor parte de las contracciones gastrointestinales ocurren de manera rítmica y este ritmo depende casi por completo de la frecuencia de las ondas lentas del potencial de membrana del músculo liso. No son potenciales de acción, más bien se trata de cambios ondulatorios lentos del potencial de membrana en reposo su intensidad suele variar entre 5 y 15 mV, y la frecuencia de ondas lentas depende de la sección del tubo digestivo; entre 3 y 12 por minuto; aproximadamente 3 en el cuerpo del estómago, hasta 12 en el duodeno y de 8 a 9 en el íleon terminal.

Las ondas lentas no producen directamente contracción muscular. Sin embargo, regulan la aparición de los potenciales de espiga intermitentes y éstos a su vez inducen realmente la contracción muscular. La actividad de la onda lenta parece ser una propiedad intrínseca del músculo liso y no depende de los estímulos nerviosos. En la figura 1-8 se muestran la actividad eléctrica del músculo liso. Los picos de potenciales son verdaderos potenciales de acción que producen la contracción del músculo. Éstos resultan cuando una onda lenta pasa encima de un área de músculo liso que se ha preparado por la exposición liberada de un neurotransmisor próximo a las neuronas del sistema nervioso entérico.



**Figura 1-8.** Actividad eléctrica del músculo liso [EAMONN M. M., 1996].

Cuando se presenta una estimulación nerviosa o química, la despolarización de la membrana excede el umbral de excitación, de aproximadamente  $-40$  mV (el potencial de membrana en reposo es de  $-50$  a  $-60$  mV), produciéndose el pico de potencial [SZURSZEWski, 1987], y como respuesta a esto, una contracción del músculo liso, la cual tiene una relación directa; una contracción, un potencial de acción (Figura 1-9). Cuanto más se incrementa el potencial de la onda lenta por encima de umbral de contracción, mayor será la frecuencia de los potenciales de espiga, por lo general entre 1 y 10 espigas por segundo así, cuando el potencial se vuelve más positivo (polarización de membrana) la fibra muscular se hace más excitable. Cuando el potencial se hace más negativo (hiperpolarización) la fibra se hace menos excitable [GUYTON A. C., 1996].

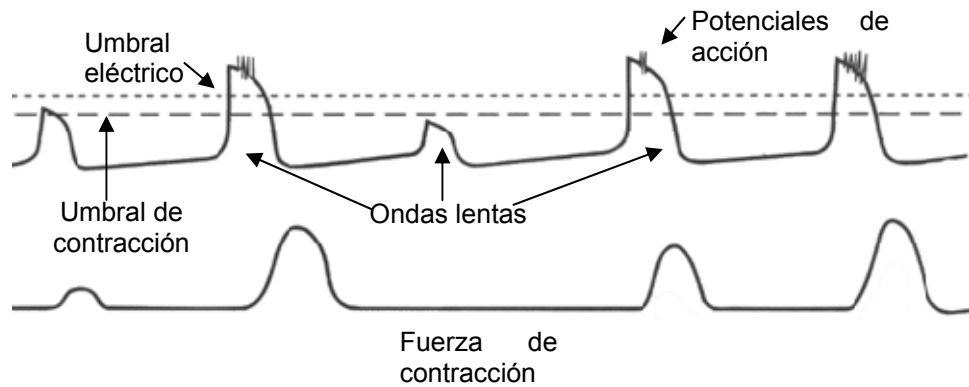
Factores que despolarizan la membrana:

- *estiramiento del músculo*
- *estimulación por nervios parasimpáticos*
- *estimulación de hormonas gastrointestinales específicas*

Factores que hiperpolarizan la membrana:

- *efecto de la noradrenalina o adrenalina*
- *estimulación de nervios simpáticos*

Los potenciales de acción se les puede llamar como: potenciales de espiga o *ráfaga de picos* (SB), [AMBACHE, 1947], actividad de reacción eléctrica (ERA) [SARNA, 1975]. En la figura 1-9 puede apreciarse la estrecha relación que existe entre el aumento de presión intestinal y los potenciales de acción.



**Figura 1-9.** Actividad eléctrica (traza superior) y mecánica (traza inferior) del intestino delgado. La contracción del músculo liso del intestino delgado se produce cuando la despolarización ocasionada por la onda lenta supera el umbral de contracción. En este caso, aparece una ráfaga de potenciales de acción que provocan una contracción mucho más potente que en su ausencia [BERNE M.ROBERT, ET AL. 2001].

### 1.3.3 Complejo motor migratorio interdigestivo

Su importancia en la investigación radica en el hecho de que es un modelo perfectamente estudiado y muy característico del sistema digestivo.

La descripción detallada de el complejo motor migratorio interdigestivo (CMMI) fue realizada por Szurzewsky hace más de 30 años [SZURSZEWSKI J. H., 1969]. Vantrappen presentó datos del CMMI en humanos y fue el primero en mostrar que la ausencia de el CMMI podría ser un importante factor en la patogénesis de la sobrepoblación bacteriana [VANTRAPPEN G. ET. AL, 1977].

En un individuo en ayunas, unas horas después del procesamiento de la comida previa, la motilidad del intestino delgado sigue un patrón diferente caracterizado por series de actividad eléctrica y contráctil intensas, separadas por periodos de reposo más prolongados, es decir, es un patrón cíclico de contracciones fásicas que se encuentran durante el estado interdigestivo (ayunas). Se origina en la parte proximal del intestino delgado y emigra hacia el íleon distal y se produce en ciclos de 90 a 120 minutos [SARNA S. K., 1985; SZURSZEWSKI J. H., 1969; VANTRAPPEN G., ET AL. 1978].

Las contracciones más fuertes del CMMI, tanto en el estómago como en el intestino delgado, son más vigorosas y propulsivas que las contracciones producidas después de la ingesta. Estas contracciones intensas barren el intestino delgado limpiándolo de su contenido que vierte al colon.

En un animal en ayunas, el patrón de contracciones antrales es diferente. El antro permanece en reposo durante 75 a 90 minutos; a continuación, se produce un breve periodo (5 a 10 minutos) de intensa actividad eléctrica y motora. Esta actividad se caracteriza por potentes contracciones del antro con el píloro relajado. Durante este periodo se vacía el estómago. El periodo de contracciones intensas va seguido de otros 75 a 90 minutos de reposo. Este ciclo de contracciones gástricas forma parte de un patrón de actividad contráctil que efectúa un barrido periódico desde el estómago hasta el íleon terminal durante el ayuno. Aproximadamente cuando un CMMI llega al íleon distal, comienza el siguiente CMMI en el estómago.

El CMMI solo se produce en el estado de ayunas en los rumiantes y en los mamíferos. Su función es la de limpiar el intestino delgado de residuos y secreciones intestinales así como mantener la proliferación de bacterias en un nivel mínimo. El CMMI requiere de un sistema nervioso entérico intacto, mientras que los nervios extrínsecos pueden ser desconectados sin que se interrumpa el patrón [SARNA, 1985]. Es poco probable que el CMMI se encuentre bajo control del sistema nervioso central

(SNC) [SARR Y KELLY, 1981]. El complejo motor migratorio interdigestivo está dividido en cuatro fases bien definidas [CODE Y SCHLEGEL, 1973]. En la figura 1-10 se muestran cada una de las fases que componen al CMMI y el porcentaje del índice de motilidad intestinal (IMI) que ocurre en cada fase.

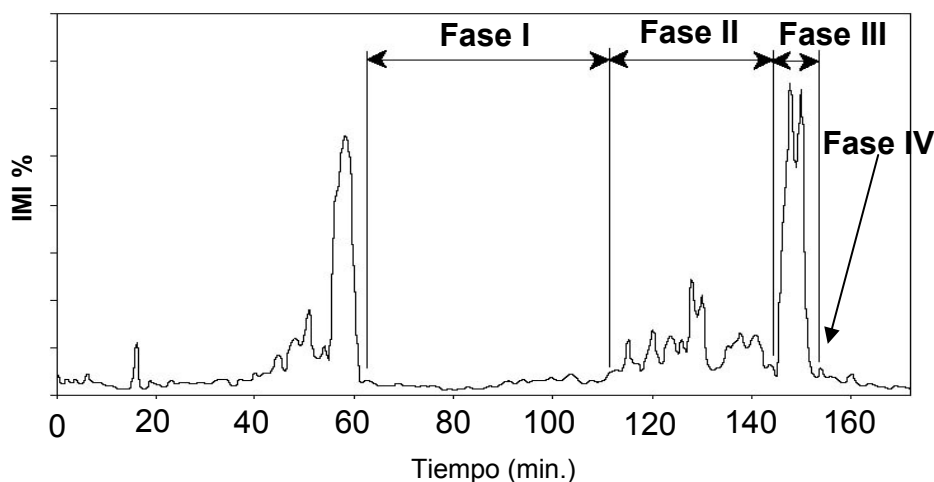


Figura 1-10. Fases del complejo motor migratorio interdigestivo.

**Fase I:** es un periodo de quietud contráctil en el cual no se registran aumentos de presión. Es un periodo en el cual se producen menos del 5% del máximo posible de ondas de presión.

**Fase II:** consiste en contracciones intermitentes, entre el 5% y el 90% de las máximas posibles. En esta fase se registra una gran cantidad de ondas de presión con carácter propulsivo a grandes distancias.

**Fase III:** es la fase más intensa y consiste de contracciones fásicas regulares de gran amplitud que se producen a la frecuencia máxima y duran de 6 a 8 minutos, siendo aumentos de presión con máxima altura y duración (entre el 90% y 100% de las ondas lentas aparecen acompañadas de ráfaga de picos sobre la meseta).

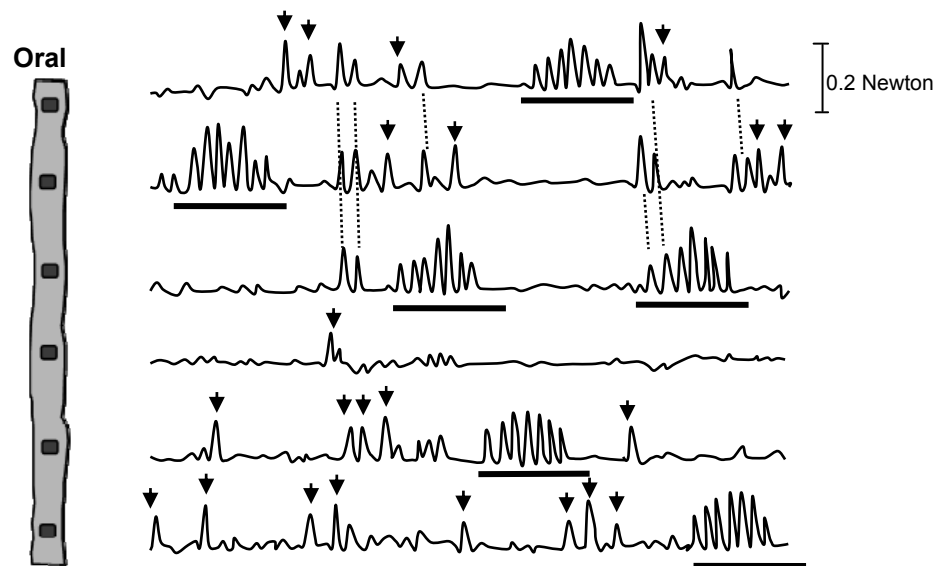
**Fase IV:** está constituida por una transición breve de contracción intermitente, aumentos de presión con cada vez menos altura y duración, la cual finalmente desaparece, dando lugar nuevamente a la iniciación de la **Fase I**. Algunos autores no consideran esta transición como una fase propiamente dicha.

Unos momentos después de ingerir los alimentos desaparece el CMMI. Se registra un incremento de la actividad contráctil, generalmente superior a las 3 contracciones por minuto en el hombre, y estas contracciones tienden a propagarse sobre distancias cortas. La motilidad posprandial suele durar varias horas, dependiendo de la composición nutritiva y calórica del alimento ingerido (Figura 1-11) [EHRLEIN H. J. ET. AL, 1987][SOFFER Y ADRIAN, 1992; OUYANG ET AL., 1989]. A medida que transcurre el tiempo se va registrando un descenso gradual de la incidencia contráctil [WILMER ALEXANDER ET. AL, 1997].

La frecuencia normal de la onda lenta depende de la especie que esté en análisis siendo aproximadamente 3 cpm en humanos y 5 cpm en el estómago canino [LIN ZHIYUE, CHEN J.D.Z, 2002]. La actividad mioeléctrica del intestino delgado es similar a la del estómago. En perros del 10-30 % proximal del intestino delgado 30-115 cm del duodeno al yeyuno mantiene la misma frecuencia de la onda lenta de 18-20 cpm, en una región llamada la meseta de frecuencia [SZURSZEWski J.H., ET AL, 1970]. Aboral a este punto existe una disminución del gradiente de la onda lenta a lo largo del intestino delgado a una velocidad de 14 cpm en el íleon distal [SZURSZEWski J.H., ET AL, 1970, BUNKER

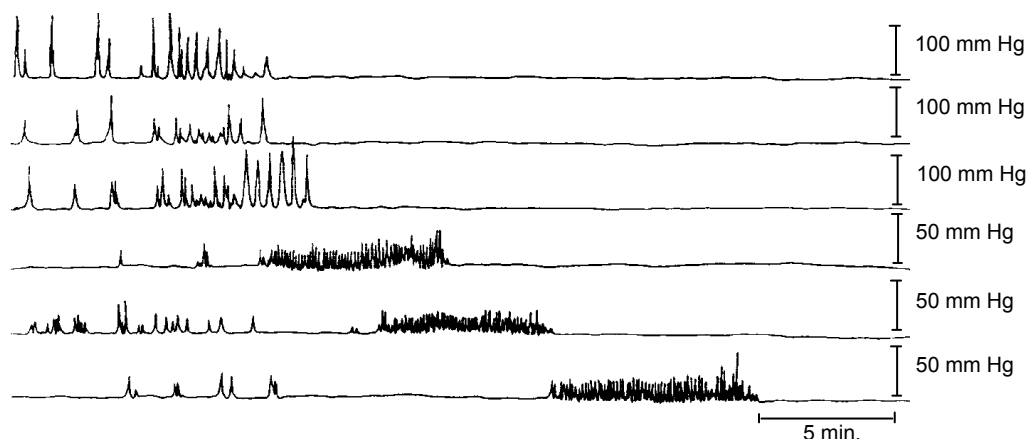


C.E., ET AL., 1967]. En los humanos la onda lenta en el duodeno y el yeyuno proximal ocurre cerca de 12 cpm, con un gradiente aboral siendo de 9 cpm en el íleon terminal [SOPER NJ., ET AL, 1990].

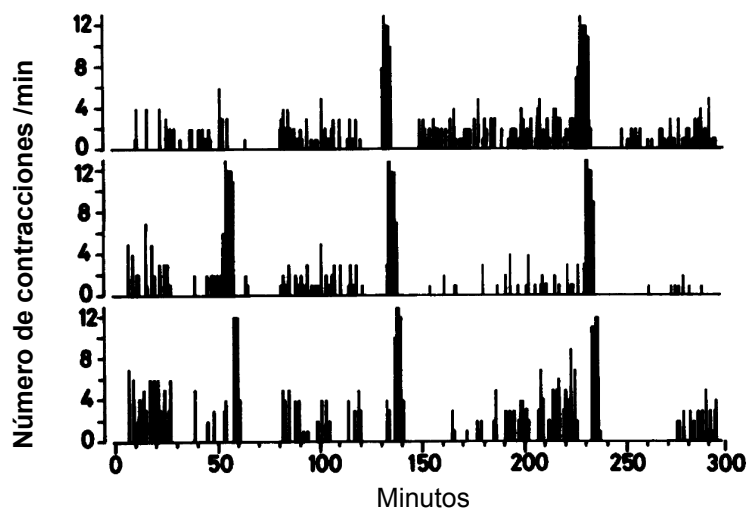


**Figura 1-11.** Motilidad yeyunal después de una comida nutritiva en un perro sano, muestra contracciones agrupadas estacionarias (subrayado), algunas contracciones individuales estacionarias (flechas), y contracciones de propagación cortas (líneas punteadas) [EHRLEIN H. J. ET. AL, 1987].

La figura 1-12 muestra el patrón de motilidad interdigestiva en humanos particularmente la fase III de este complejo. Estas ráfagas de contracciones peristálticas se desplazan lentamente por el intestino delgado y termina en algún lugar del íleon. Una fase tres nueva inicia en el estómago. La duración del CMMI es variable, usualmente dura entre 90 y 120 minutos. Esta actividad cíclica se mantiene hasta que es interrumpida por la ingesta de alimentos y la consecuente aparición del patrón postingesta. Raramente el frente de actividad es precedido por un periodo corto de reposo como se muestra en la figura 1-13 [VANTRAPPEN G. ET. AL, 1977].

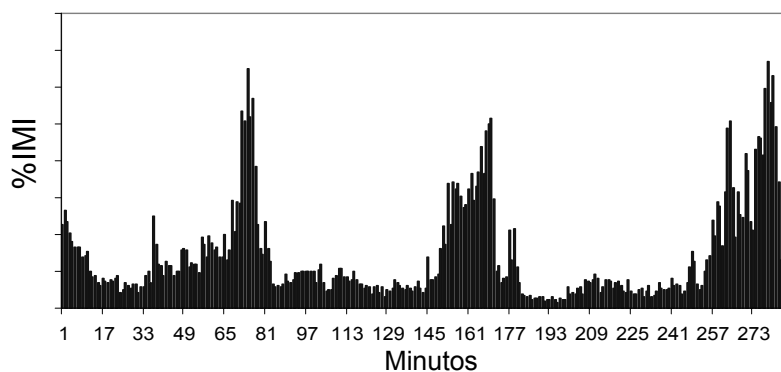


**Figura 1-12.** Registro manométrico del complejo motor migratorio en humanos. Los tres primeros trazos se registraron en el antro y la región antro pilórico en intervalos de 3 cm; los tres trazos inferiores fueron registrados en el duodeno y yeyuno superior (en intervalos de 25 cm) [VANTRAPPEN G. R., 1997].



**Figura 1-13.** Representación de tres complejos motor interdigestivos en humanos [VANTRAPPEN G. ET. AL, 1977].

La investigación que se desarrolla para obtener técnicas de registros se realiza en perros, con la finalidad de que una vez depurada sea aplicada en humanos, esto es debido a que el complejo motor migratorio interdigestivo (CMMI) del sistema digestivo tanto en humanos (Figura 1-13) como en perros (Figura 1-14) tiene características muy similares.



**Figura 1-14.** Representación de tres complejos motor interdigestivo de un perro.

---

## 2. Métodos de registro de la actividad gastrointestinal

---

### 2.1 Introducción

Walter B. Cannon es considerado el padre del estudio de la motilidad gastrointestinal. El realizó los primeros pasos en la investigación de la acción motora del canal alimenticio durante la digestión, siendo pionero en ésta área de la fisiología [CANNON W.B., 1898]. Los estudios durante la primera mitad del siglo 20 se realizaron con electrodos extracelulares aplicados a la superficie de la serosa. El primer registro de las ondas lentas eléctricas fue hecho de la molleja del pollo [MARIMON J. 1907].

El primer registro de ondas lentas eléctricas en un mamífero fue obtenida por Álvarez, mediante la colocación de electrodos debajo del ombligo en un paciente con un abdomen delgado [ALVAREZ W. C., 1922]. Éste fue el primer electrogastrograma.

Cannon no registró acontecimientos eléctricos de la pared del intestino, debido al poco conocimiento de la propagación de las ondas eléctricas. Pero Code si pudo realizarlo, porque se estaban llevando a cabo investigaciones en la actividad eléctrica de la onda lenta en animales sin anestesiar. Además, incorporó métodos para permitir registrar la actividad eléctrica de la pared del intestino mientras se imaginaba simultáneamente el patrón contráctil, así de esta manera los cine-radiogramas fueron realizado por Code [CARLSON HARLEY ET. AL, 1966].

La medida de la actividad mecánica intestinal se ha realizado tradicionalmente por medio de técnicas manométricas. Sin embargo, los problemas fisiológicos y técnicos derivados del uso de estas técnicas presentan dudas sobre el uso clínico [QUIGLEY E. M. ET. AL, 1992].

En la actualidad existen diferentes métodos y técnicas para estudiar la motilidad intestinal así, como los trastornos del aparato digestivo. El diagnóstico de patologías del intestino delgado es complejo, debido a que en muchas ocasiones la sintomatología es inespecífica y difícil de diferenciar a consecuencia del acceso, que

es muy laborioso por su gran longitud y ondulación. Debido a esta anatomía y fisiología compleja del intestino delgado a menudo hacen difícil establecer un diagnóstico con las técnicas actualmente disponibles. Cuando un paciente se presenta con episodios repetidos de náuseas, vómito, dolor abdominal, distensión, en los argumentos clínicos, a menudo al inicio se sospecha que puede tener una obstrucción mecánica, por lo que se requieren largos periodos de observación para obtener un diagnóstico que con frecuencia puede empeorar la enfermedad. Muchos pacientes están sujetos a más de un análisis mediante laparotomía antes de tener un dictamen correcto [QUIGLEY E. M. 1996].

En los últimos años ha surgido una polémica en relación a la técnica que debiera utilizarse en el estudio de motilidad intestinal. Algunos autores han planteado que solo estudios de 24 hrs con transductores de estado sólido serían útiles [SOFFER E M.D., ET AL., 1997]; mientras que otros estiman que registros efectuados en laboratorio con cinco horas de duración serían más que suficientes para la detección de trastornos motores del intestino delgado [CAMILLERI M, ET AL. 1998, MADRID S, ET AL., 1999].

El estudio de la motilidad gastrointestinal puede ayudar a diagnosticar la causa frecuente de una gran variedad de síntomas o patologías clínicas, tales como dolor crónico, dispepsia, síndrome de intestino irritable (IBS), pseudo obstrucción intestinal crónica, crecimiento bacteriano excesivo, o íleo paralítico, todo se asocia a la disfunción intestinal motora [AROS S. D., CAMILLERI M. 2001; CASH B. D., CHEY W. D. 2003; HUSEBYE 1999; QUIGLEY E. M. 1996].

Aunque muchos de los estudios gastrointestinales se han centrado en el estómago, las técnicas de registro aplicadas en el análisis de las funciones gástricas se han adaptado y empleado en el intestino. En los últimos años se ha aprendido mucho acerca de la actividad eléctrica del intestino, y su relación con el electroenterograma (EEnG).

Entre 60 y 70 millones de personas en los Estados Unidos son afectadas por condiciones gastrointestinales [EVERHART J.E.1994]. Muchas de estas condiciones son consecuencia de comportamiento electrofisiológico anormal pero son difíciles de evaluar sin la intervención quirúrgica. Por lo tanto, existe la necesidad de desarrollar técnicas no invasivas para el auxilio en las evaluaciones clínicas de desórdenes gastrointestinales.

El registro en superficie de la actividad mioeléctrica intestinal conocida también como electroenterograma (EEnG), podría ser una solución para la supervisión no invasiva de la motilidad intestinal. El registro en superficie del electroenterograma se ha presentado como una técnica potencial no invasiva para el estudio de la motilidad intestinal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005].

A continuación se presentan algunos métodos de técnicas de registros y exploración del sistema digestivo para tratar de conseguir un diagnóstico fiable de los trastornos del aparato digestivo clasificados como: invasivos, semi-invasivos y no invasivos, siendo esta última clasificación la alternativa más óptima para uso clínico.

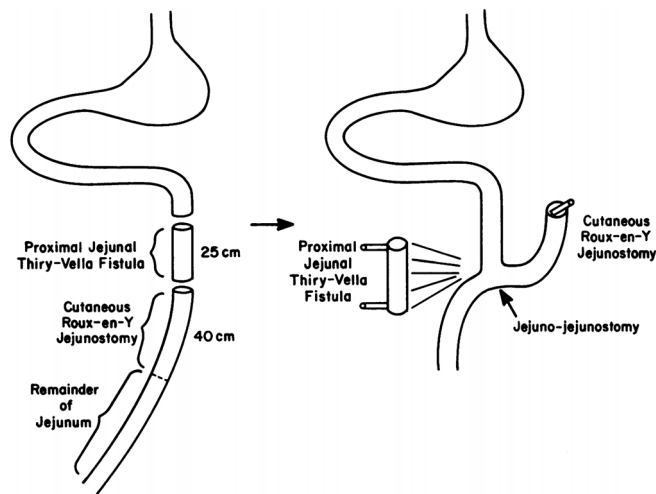
## 2.2 Métodos invasivos

Estos métodos tienen el inconveniente de requerir cirugía para situar los sensores encargados de extraer la información directamente del órgano interno a analizar.

### 2.2.1 Métodos de observación directa

Los primeros estudios de motilidad intestinal tuvieron lugar a mediados del siglo XIX, fueron desarrollados mediante la observación directa del intestino a través de fístulas [BEAUMONT, 1833] o bien en animales anestesiados cuyo abdomen fue abierto e introducidos en una solución salina templada o realizando ventanas abdominales, consiguiéndose con esto los primeros estudios de la motilidad intestinal [BUSCH, 1858; THIRY, 1864].

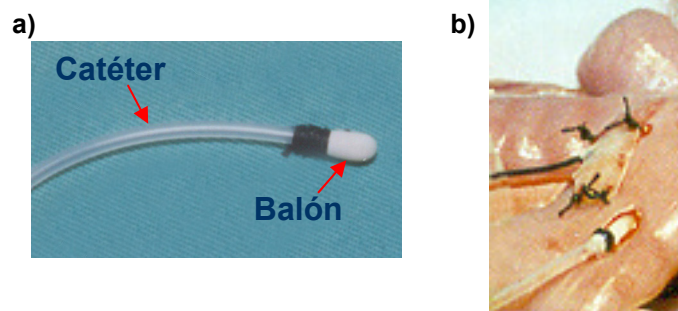
La técnica directa consistía en la realización de fístulas de Thiry-Vella [THIRY, 1864; VELLA, 1981]; es decir, colocando un asa de intestino que mantiene su vascularización intacta en el tejido celular subcutáneo, y abocando sus dos extremos a la piel como se muestra en la figura 2-1. Estas técnicas permitían observaciones de larga duración y describir varios tipos de contracciones. La desventaja de este método era llevar a cabo la cuantificación y no se podían obtener registros permanentes.



**Figura 2-1.** Lazo de Thiry – Vella: Diagrama esquemático de la anatomía de preparación experimental. Izquierda- se muestra el aparato gastrointestinal en continuidad, indicando las áreas del intestino delgado usadas para la fístula Thiry-Vella jejunal proximal de 25 centímetros y la jejunostomía cutánea de 40 centímetros. Derecha- anatomía final [ANTHONE G. J. ET. AL, 1993].

### 2.2.2 Método de microbalones

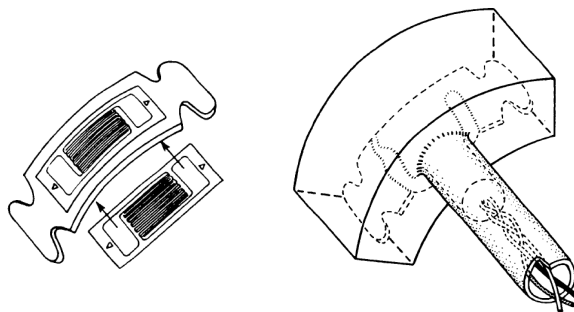
Otra técnica es mediante la utilización de los microbalones implantados en la submucosa del intestino (figura 2-2) con las ventajas de no invadir la luz intestinal y no estimular el reflejo mucoso peristáltico [MARTÍNEZ DE JUAN J. ET. AL, 1997], aunque con el impedimento que supone la realización de una laparotomía para la implantación de los mismos en este caso, la manometría es tolerada para realizar investigación, pero aún es una técnica invasiva, lo cual es un claro inconveniente para aplicaciones clínicas [HANSEN M. B. 2002].



**Figura 2-2.** a) balón de látex, b) balón implantado en el lumen del intestino del perro [PONCE J. L. ET AL.1982].

### 2.2.3 Transductores de fuerza y desplazamiento

Varios investigadores han empleado transductores de fuerza (Figura 2-3) para medir la contracción, mediante la unión del transductor a la serosa del intestino [LOUCKES ET AL, 1960; FARRAR, 1963][BASS P., WILEY J. N. 1972]. Además, estos transductores se pueden orientar para registrar las contracciones de los músculos de la capa circular o longitudinal [SIEGLE M. L., EHRLEIN H. J. 1987]. Se han desarrollado dos tipos de sensores que registran la actividad mecánica: Uno mide la fuerza de contracción y el otro los desplazamientos de las paredes musculares [FARRAR J. T., 1963, LOUCKES H. S., QUIGLEY J. P., KERSAY J., 1960].



**Figura 2-3.** Transductor de fuerza [BASS P., WILEY J. N. 1972].

Los transductores de desplazamiento extraluminal, se desarrollaron para registros simultáneos de la actividad mecánica en dos direcciones perpendiculares y la actividad eléctrica de la serosa intestinal. La variación de la longitud en las dos direcciones perpendiculares fueron medidas por transductores de fuerza (galgas extensiométricas) usando dos pares de laminillas encajadas en un soporte rígido. Las galgas son conectadas en puente de Wheastone. Este dispositivo permite el establecimiento de una correlación entre el desplazamiento mecánico de la pared de la serosa intestinal y los potenciales eléctricos mediante estudios de larga duración [LAMBERT A. ET. AL, 1976].

La ventaja principal de estos tipos de transductores de esfuerzo en comparación con los electrodos, es que son capaces de medir de forma directa las contracciones mecánicas del músculo (motilidad) [WEISBRODT N.W. 1987] y a diferencia de los sistemas intraluminales no interfieren en el registro de la señal puesto que no obstruyen el paso del quimo o inducen un reflejo peristáltico [BASS P., WILEY J. N. 1972]. Pero el uso de galgas resulta demasiado costoso [KRANTIS A. ET. AL, 1996; WEISBRODT N.W. 1987]. Además, presenta una desventaja importante, y es la necesidad de que la galga esté rígida, por lo que al estar unida a la serosa altera la contractilidad del intestino. Equipos de investigación realizaron registros de presión intestinal mediante este método, sin conseguir resultados, debido principalmente a la dificultad en la fijación de la galga a la serosa del intestino delgado; y a lo imposible de discernir entre la presión objeto de la medida y otras actividades mecánicas intraperitoneales debidas a la respiración, la posición del paciente y otras causas no controlables [GILL ET AL., 1990; VALORI ET AL., 1986].

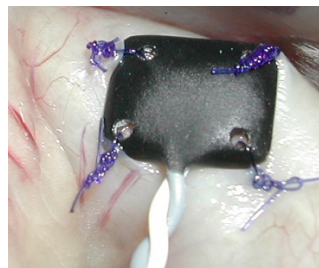
### 2.2.4 Monitorización mioeléctrica interna

Las técnicas mioeléctricas registran la actividad eléctrica intestinal, conocida desde principios de siglo [ÁLVAREZ WC., 1922], requeridas para las contracciones de las células del músculo liso. Puesto que hay una actividad mioeléctrica generada por el músculo liso intestinal asociado con contracción mecánica, las técnicas mioeléctricas emergieron como solución alternativa al problema de monitorizar la motilidad intestinal. Por otra parte, presentan las ventajas de ser técnicas más sencillas en su manejo, transmitiéndose la señal por un cable eléctrico, en vez de transmitirse las variaciones

de presión por el interior de un catéter, no afectan la medición y facilitan la implantación de electrodos en diferentes especies. Su principal inconveniente, es la necesidad de una intervención quirúrgica para fijar los electrodos para el registro extracelular [BASS ET AL, 1961] que pueden colocarse sobre la serosa o intraluminalmente. Aunque algunos autores mencionan que no existe diferencias significativas en el registro simultáneo en cualquiera de las dos 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. Los electrodos son suturados en la serosa intestinal, de tal forma que la aguja quede entre las dos capas musculares del intestino.

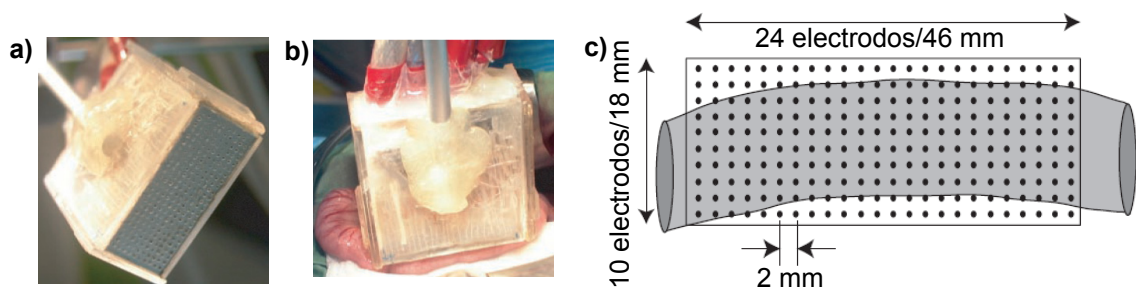
En la actualidad los registros de la actividad mioeléctrica del músculo liso intestinal es de gran aceptación, y generalmente son utilizados para fines de investigación debido a la invasividad que presentan [JANSSENS W. ET. AL, 1992; LAMMERS W. J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000; OIGAARD A., DORPH S. 1974A; OIGAARD A., DORPH S. 1974B; SZURSZEWski J. H. 1969]. El registro de la actividad mioeléctrica intestinal registrada es conocido como electroenterograma (EEnG) y es el resultado de dos componentes: el ritmo eléctrico básico (BER) y los potenciales de acción rápidos (SB) [WEISBRODT N.W. 1987]. Como se describió previamente el BER siempre están presente, exista o no actividad mecánica. Por otro lado, los SB están asociados con las contracciones musculares. Los SB pueden ocurrir solo en la meseta del BER; por lo tanto, el tiempo y velocidad de propagación de las contracciones son determinadas por el BER [WEISBRODT N.W. 1987]; mientras que la presencia e intensidad de las contracciones es determinada por la actividad de los SB.

En la figura 2-4 se muestra la colocación de un electrodo en la serosa de la pared intestinal para la obtención del registro de la actividad eléctrica.



**Figura 2-4.** Electrodo colocado en la serosa del intestino para el registro mioeléctrico

Otra forma de registrar la actividad eléctrica en el intestino delgado, es mediante el uso de técnicas empleadas en el músculo cardíaco [LAMMERS WIM J. E. P., SLACK JOHN R. 2001], la cual consiste en la implementación de un conjunto de sensores colocados en una base (Figura 2-5a) y posteriormente con el animal in vivo se colocan los sensores sobre el intestino delgado (Figura 2-5b) y se registrar la actividad eléctrica en un segmento de intestino con 240 electrodos distribuidos (Figura 2-5c) [LAMMERS WIM J. E. P. ET. AL, 2003].



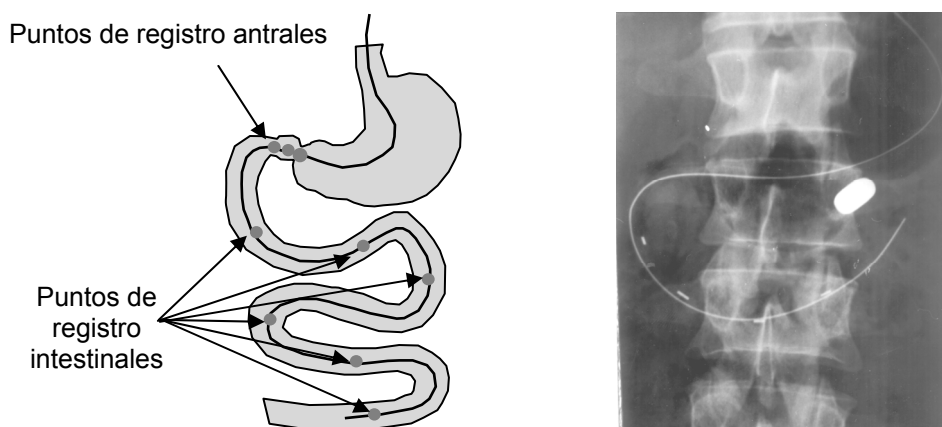
**Figura 2-5.** Registro de la actividad eléctrica del intestino mediante a) un conjunto de sensores en una placa base, b) colocación de los sensores sobre el intestino, c) Distribución de los sensores en la placa [LAMMERS WIM J. E. P. ET. AL, 2003].

## 2.3 Métodos semi-invasivos

Estos métodos no requieren de cirugía para implantar los sensores encargados de extraer la información directamente del órgano interno a analizar. Sin embargo, requieren que el paciente tome vía oral algún medio de contraste cuando se trata de visualizar imágenes o que le sea introducida oralmente una sonda o un endoscopio.

### 2.3.1 Manometría intraluminal

Fue uno de los primeros métodos para registrar las contracciones de la pared intestinal en animales anestesiados a finales del siglo XIX. Esta técnica consiste en introducir un balón en el interior del lumen intestinal, con el propósito de registrar las contracciones de la capa muscular circular [BAYLISS Y STARLING, 1899]. La ventaja de las técnicas manométricas es que permiten registros desde múltiples puntos a lo largo del intestino (Figura 2-6) y las contracciones pueden ser cuantificadas, obteniéndose con ello registros permanentes de la actividad motora durante varios complejos motores migratorios, durante el sueño y con diferentes tipos de alimentos [QUIGLEY E. M. 1994; QUIGLEY E. M. ET. AL, 1997; QUIGLEY EAMONN M. 2003]. Varias modificaciones de estas técnicas permitieron que se llevaran mediciones en otras partes en animales no anestesiados, incluso hasta en humanos el cual es realizado por una de las dos técnicas: registros de periodo corto en pacientes estacionarios o registros de periodo largo en pacientes ambulatorios [SOFFER E.E., 1997]. Sin embargo, las técnicas manométricas representadas principalmente por los catéteres de perfusión intraluminales, presentan los inconvenientes de obstrucción del catéter por el quimo, la obstrucción de la luz intestinal por el propio catéter y la estimulación del reflejo mucoso peristáltico al contacto del líquido de perfusión con la mucosa intestinal y los artefactos producidos por los movimientos del sujeto en estudio [CHRISTENSEN J., 1971, MEARIN F. 1993].



**Figura 2-6.** a) Diagrama esquemático del recorrido de la sonda, b) Muestra de sonda utilizada para el estudio de motilidad, con la cabeza sensora ubicada en el ángulo de Treitz, que indica el punto más distal del registro manométrico [MADRID S. ANA M, QUERA P. ET AL, 1999].

Las técnicas manométricas proporcionan la presión cuantitativa de los datos permitiendo así, una cuantificación indirecta del movimiento de la pared del intestino. Para ello, se requiere una inserción voluminosa e incómoda de un catéter largo bajo sedación, esto hace que la manometría del intestino delgado sea raramente realizada en la práctica clínica [SIMREN M. ET. AL, 2000]. Además, la información sobre contracciones tónicas y la capa longitudinal del músculo, no es suficientemente detectada por la manometría [GREGERSEN ET AL. 1992, HUSEBYE 1999]. Por lo que, las propiedades mecánicas sobre la pared intestinal no son obtenidas mediante la manometría intraluminal [GREGERSEN H. 1992]. También hay autores que destacan la dificultad de dejar el extremo

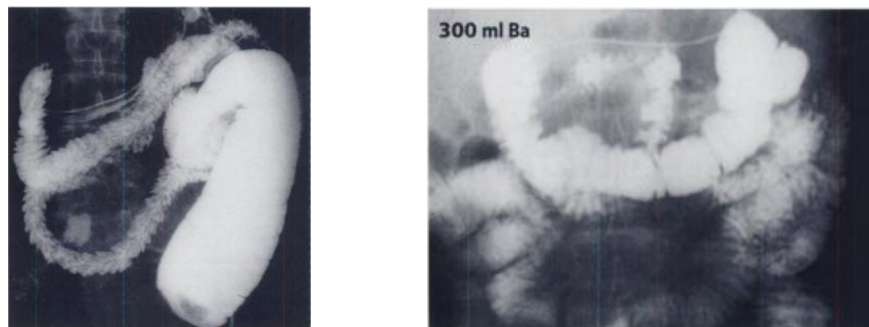


del catéter en el punto deseado; además de la dificultad de atravesar el píloro con el catéter [QUIGLEY E. M. 1992].

### 2.3.2 Métodos radiográficos

Esta técnica fue introducida a mediados del siglo pasado y fue capaz de describir los patrones del movimiento del bismuto en el intestino de animales conscientes [CANNON, 1902]. Las principales ventajas de esta técnica es la observación del movimiento del material en el lumen, estos experimentos se realizaban sobre sujetos conscientes. Con la finalidad de obtener más conocimiento, las mediciones de las contracciones intestinales y los desplazamientos de las paredes fueron combinadas con radiografías, para proveer información de las funciones propulsivas de varios tipos y patrones de contracción; pero, algunas áreas del intestino son difíciles de estudiar debido a lo intrincado de este órgano.

Por muchos años, la única técnica para la evaluación del funcionamiento del intestino delgado, fue la observación radiológica del paso del bario a través del intestino (Figura 2-7). Aunque fundamentalmente para la definición de las anomalías anatómicas, esta técnica fue insensible, subjetiva y extremadamente difícil de cuantificar [EAMONN M.M., 1996]. La exploración morfológica del aparato digestivo aporta datos fundamentales para establecer el diagnóstico y valorar el tratamiento de sus enfermedades. Además de la endoscopia, son muchos los pacientes que precisan algún estudio radiológico en su evaluación. En los últimos años el avance experimentado en radiodiagnóstico se ha incrementado, introduciéndose, entre otras, la ecografía, la tomografía axial computarizada (TAC) o la resonancia magnética (RM), que han revolucionado el diagnóstico de las enfermedades digestivas [KEOGAN MARY T., EDELMAN ROBERT R. 2001].



**Figura 2-7.** Observación radiológica del paso del bario a través del intestino [ANTES G., 200].

Por otra parte, las técnicas de contraste de rayos X convencionales aunque permiten la visualización del intestino delgado usando la radiación ionizante, no son adecuadas para observaciones repetitivas o de larga duración [THOENI R. F., GOULD R. G. 1991].

Todas las técnicas que registran solamente el tránsito intestinal muestran poco o nada acerca de los tipos y patrones de contracciones que producen. Además únicamente los movimientos del marcador pueden ser seguidos, teniendo que ser inferidas las trayectorias del quimo, así, cuando el tránsito intestinal después de varios minutos de ingesta está siendo estudiado, lo que realmente está siendo determinado es el efecto de los alimentos sobre el movimiento del marcador y no el tránsito de los alimentos.

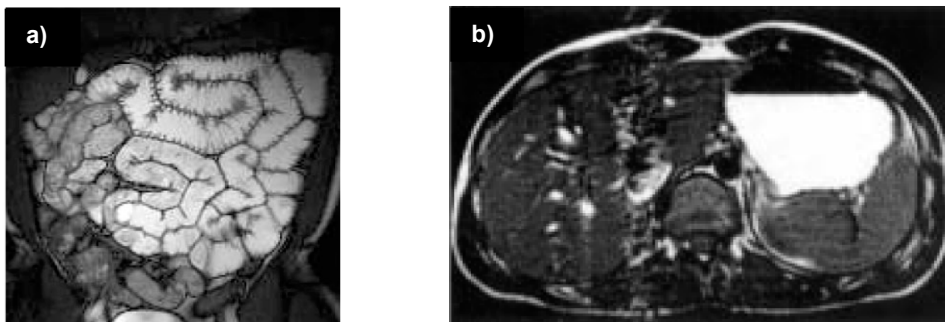
La TAC (Figura 2-8) y el uso de contrastes orales permiten definir el tracto gastrointestinal y determinar el grosor de su pared, y el empleo de contraste

intravenoso, caracterizar tejidos y lesiones en función de la captación del mismo. La TAC permite además tener un adecuado control para la realización de procedimientos de diagnósticos invasivos y terapéuticos, como biopsias, drenajes etc. La TAC se ha difundido rápidamente en la práctica de imágenes clínicas en un corto tiempo teniéndose mejoras en la resolución y una adquisición más rápida de la imagen [FOLEY W. D. 2002].

Por otra parte, la resonancia magnética (Figura 2-9) permite una imagen dinámica ultrarápida no invasiva con un alto contraste en el tejido suave permitiendo la visualización tridimensional y la observación del tránsito, cambios de volumen y contracciones peristálticas en el intestino delgado y colon. No obstante los factores prácticos y técnicos hacen la medición formal de motilidad difícil. Además la evaluación cuantitativa del intestino delgado y función colónica es difícil, debido al movimiento impredecible, el diámetro comparativamente pequeño del lumen, y de la estructura compleja 3D formada por el intestino [SCHWIZER W. ET. AL, 2003]. No obstante, la RM puede visualizar anomalías del intestino delgado de una manera más detallada [BERROCAL TERESA ET. AL, 1999], el peristaltismo y el flujo del contenido luminal [EVANS D. F. ET. AL, 1993].



**Figura 2-8.** Imagen tomografía axial computada (TAC) del intestino delgado [GOLDBERG HENRY I., MARGULIS ALEXANDER R. 2000].



**Figura 2-9.** a) Imagen de resonancia magnética (RM) sección coronal del intestino 3D [LAUENSTEIN THOMAS C. ET. AL, 2003], b) resonancia magnética plana después de la ingestión de un líquido [FEINLE C. ET. AL, 1999].

En general estas técnicas de imagen muestran ventajas similares en el estudio de determinados procesos de la patología digestiva. Pero presentan importantes limitaciones en el estudio de la patología del tubo digestivo requiriendo que el paciente ingiera agentes orales para aumentar su contraste y así, mejorar la diferenciación del lumen hacia la pared del intestino, ya que de ellos depende la calidad de una imagen [LAUENSTEIN THOMAS C. ET. AL, 2003; LOMAS D. J., GRAVES M. J. 1999; PATAK MICHAEL A. ET. AL, 2001].

En la actualidad el uso de imágenes para la medición del volumen y motilidad gástrica puede realizarse mediante la resonancia magnética. La evaluación de la motilidad gástrica es importante para el diagnóstico de desórdenes de motilidad.

La figura 2-10 muestra una secuencia de imágenes de contracción de la pared estomacal [DE ZWART INGRID M. ET. AL, 2002].

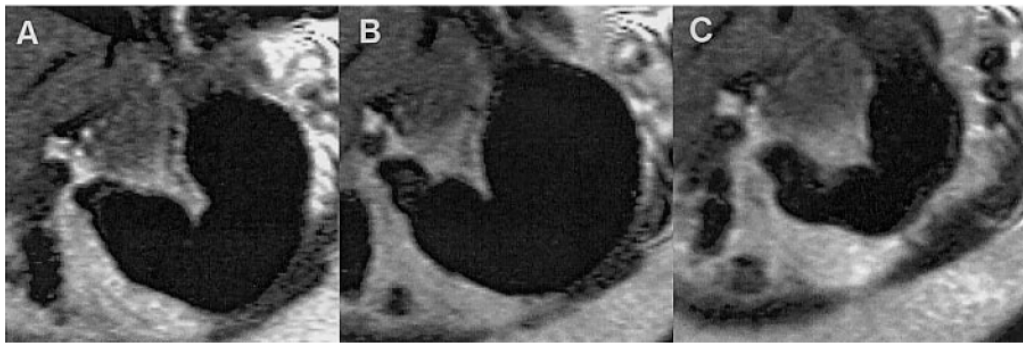


Figura 2-10. Imagen de RM del estómago en condiciones de ayuno [DE ZWART INGRID M. ET. AL, 2002].

### 2.3.3 Estudios endoscópicos

Es un dispositivo acompañado de luz que se utiliza para observar dentro de una cavidad u órgano corporal y que se inserta a través de una abertura natural, como la boca durante una broncoscopia, el recto en caso de una sigmoidoscopia o la vagina en una cistoscopia (Figura 2-11). El enteroscopia tiene una longitud mayor que los convencionales (entre 200 y 250 cm) y puede permitir la exploración entre 60 y 125 cm más allá del ángulo de Treitz [ROSSINI F.P., PENNAZIO M. 2002]. Puede tener complicaciones como dolor abdominal después del procedimiento, sangrado por el trauma del enteroscopia y perforación. Estos dos últimos procedimientos requieren anestesia general o sedación consciente, pero tienen como ventaja el poder realizar biopsias o determinados tratamientos.

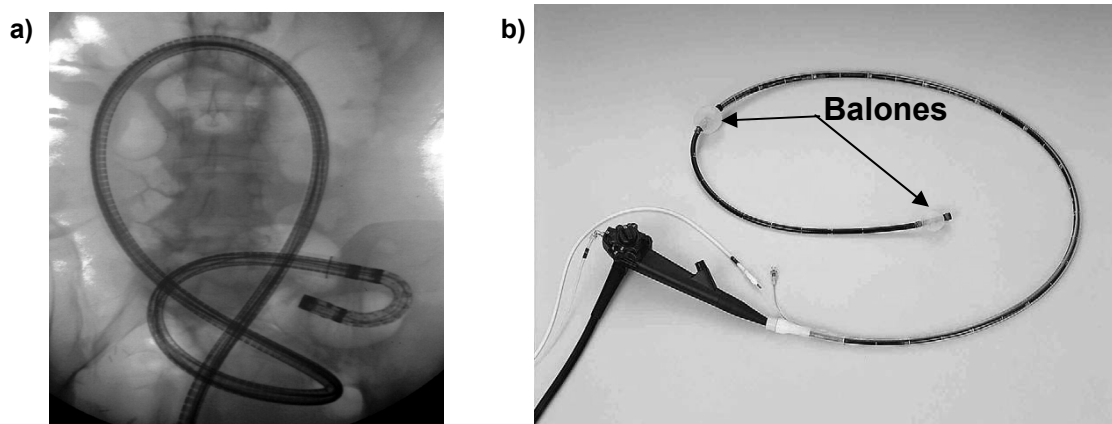
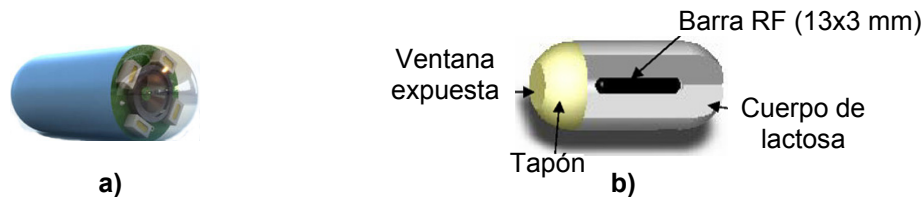


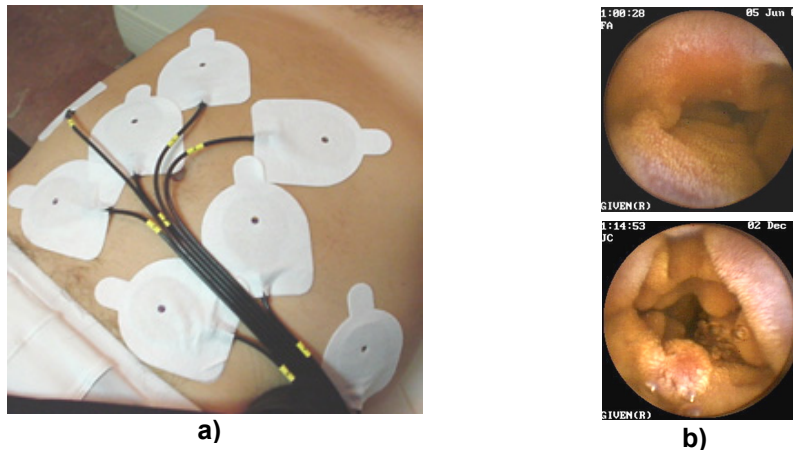
Figura 2-11. a) Fluoroscopia de seguimiento del enteroscopia [MAY, ANDREA, 2008], b) Enteroscopia de doble balón con sobretubo instalado y ambos balones insuflados [GERSON LAUREN B. ET AL, 2008].

- **Cápsula endoscópica.** La Cápsula endoscópica M2A. El paciente se traga una cápsula de 2.6 centímetros de largo y 1.1 centímetros de ancho (Figura 2-12a), después de 8-10 horas de permanecer en ayunas. Tras la ingestión de la cápsula, el paciente tiene que abstenerse de comer o beber durante 2 horas más. Transcurridas las 2 horas, el paciente puede beber agua y, pasadas 4 horas, puede tomar un pequeño tentempié. La cápsula es eliminada por las heces a las 8-72 horas, [OLIVA G. ET AL, 2003]. Cuando se sospecha que el paciente tiene estrechez intestinal que podría dificultar el uso de la cápsula endoscópica tradicional, se emplea otro tipo de cápsula que se disuelve en el organismo y permite diagnosticar estenosis (estrechez intestinal). Esta cápsula se autodesintegra si no ha sido expulsada en 80 horas, evitando muchas complicaciones (Figura 2-12b).



**Figura 2-12.** Cápsulas endoscópicas : a) tradicional, b) disuelta por el organismo [HERRERÍAS, J. M. ET AL, 2007].

En la figura 2-13 se muestra la colocación de los electrodos para rastrear la posición de la cápsula y el tipo de imágenes que proporciona el dispositivo.



**Figura 2-13.** a) Colocación de los sensores para localizar el tránsito de la cápsula endoscópica, b) Imágenes que transmite la cápsula endoscópica [OLIVA G. ET AL, 2003].

Actualmente el desarrollo de la cápsula endoscópica ha mejorado en gran medida la exploración del intestino delgado; sin embargo, tiene algunas limitaciones como son la incapacidad de insuflar, control directo del dispositivo, imposibilidad para la toma de biopsias y principalmente el poder efectuar tratamiento de las enfermedades encontradas [BLANCAS VALENCIA JM ET. AL, 2005; PEREZ-CUADRADO E. ET. AL, 2006]. Se ha comparado el rendimiento de la cápsula endoscópica y la enteroscopia en la identificación de pequeñas lesiones intestinales. La sensibilidad de la cápsula fue del 64%, mientras que la de la enteroscopia fue del 37%. La especificidad fue similar con ambas técnicas, alrededor del 95%. Aunque la cápsula logra descubrir un mayor número de lesiones, no permite el estudio histológico de las mismas y no puede emplearse si se sospecha la existencia de estenosis [GÓMEZ RODRÍGUEZ B. J. ET AL, 2002].

El tubo digestivo es el que presenta actualmente más dificultades para ser estudiado con las técnicas de diagnóstico por imagen disponibles [IDDAN G. ET. AL, 2000]. Además, esta técnica solo evalúa el tránsito intestinal y no estudian la motilidad intestinal.

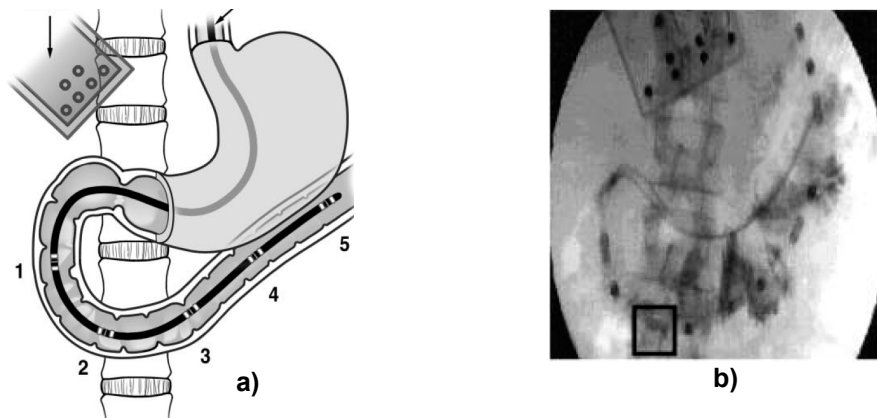
### 2.3.4 Impedancia eléctrica intraluminal múltiple

Es un nuevo acercamiento tecnológico para la evaluación cuantitativa del peristaltismo y el movimiento del quimo en el tracto gastrointestinal [SAVOYE-COLLET CELINE ET. AL, 2003]. La impedancia eléctrica intraluminal es inversamente proporcional a la conductividad eléctrica del contenido luminal y del área seccionada transversalmente. Comparado con la pared muscular, el aire tiene una conductividad eléctrica más baja y produce un aumento de la impedancia. En contraste, la saliva o

los alimentos tiene una conductividad más alta y por lo tanto produce una caída de la impedancia en los segmentos de medición correspondientes [NGUYEN H. N. ET. AL, 1999].

La técnica de impedancia evalúa el transporte del bolo y es asociado al peristaltismo, la validación de estudios han mostrado una buena analogía entre las características de impedancia deducida físicamente y las características derivadas del cineradiograma y la manometría. Desde el trazo de impedancia es posible distinguir entre estado inmóvil, tránsito de bolo y la contracción de la pared. Por lo que las características de una onda peristáltica pueden ser obtenidas. El estudio en humanos de los patrones peristálticos del intestino delgado y esófago pueden ser evaluados cuantitativamente y cualitativamente. Además, registros con alta resolución del movimiento del bolo a detalle del transporte y mezclado se pueden obtener utilizando esta técnica [NGUYEN H. N. ET. AL, 1999].

La figura 2-14 muestra cómo se pueden medir los cambios en la impedancia intraluminal relacionados con el movimiento del bolo. Un número de pruebas actualmente se están realizando para la evaluación clínica de la función motora del intestino delgado [IMAM HALA ET. AL, 2004]. Con este método se ha logrado identificar las fases del CMMI [NGUYEN H. N. ET. AL, 1995], pero se requiere de la inserción y colocación del catéter, además, solo evalúa el peristaltismo y transporte del quimo.



**Figura 2-14.** Medición de la impedancia para detectar flujo en un órgano viscoso a) Posición del catéter en el intestino, b) video fluoroscopia intraluminal [IMAM HALA ET. AL, 2004].

## 2.4 Métodos no invasivos

Estos métodos, no requieren de cirugía, ni de ingerir algún medio de contraste o la introducción vía oral de alguna sonda o un endoscopio. Puesto que los sensores son colocados en la superficie abdominal para extraer la información de los órganos internos.

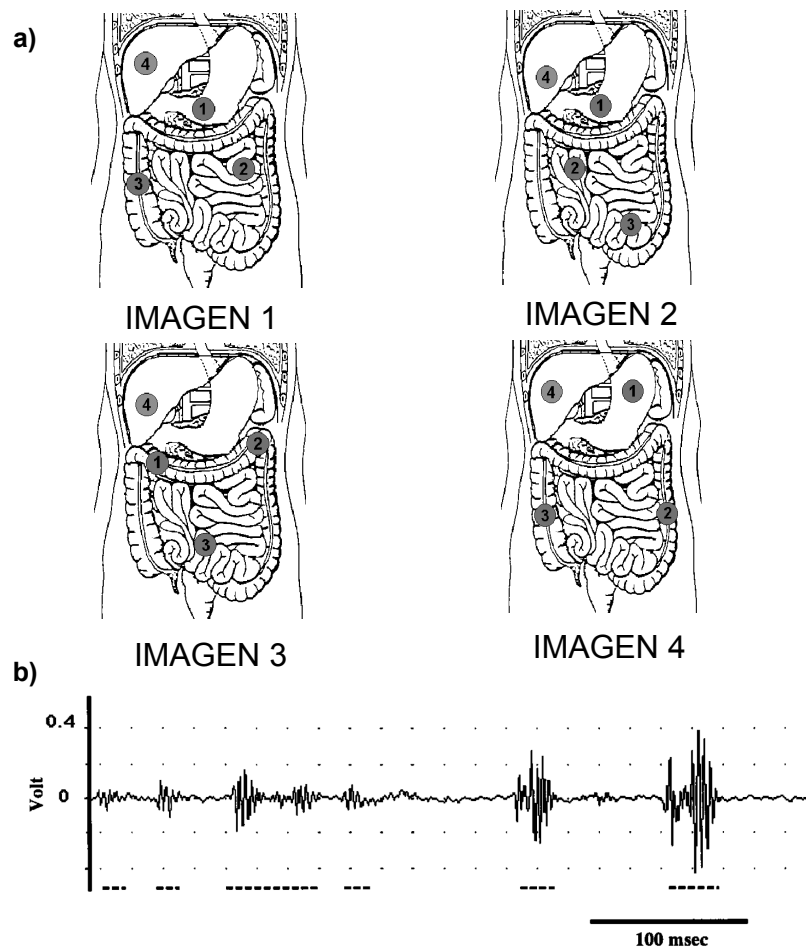
### 2.4.1 Monitorización del sonido abdominal

El análisis de los sonidos del intestino fue inicialmente realizado por Cannon [CANNON W.B.,1905], como una manera de estudiar la actividad mecánica del tracto gastrointestinal. Uno de los intentos iniciales para evaluar la motilidad empleaba un análisis de un registro visual de las ondas de sonido junto con cálculos de la energía del sonido, sobre intervalos de treinta segundos. El método fue adecuado en el reconocimiento de características rítmicas de los sonidos y en el registro objetivo de la amplitud del sonido. A través de registros simultáneos de motilidad usando métodos más convencionales, tal como globos de quimografía o fluoroscopia, la primera correlación directa fue observada entre las propiedades del sonido y eventos gastrointestinales específicos [FARRAR J. F., 1955].

Los sonidos intestinales son comúnmente evaluados como un medio de diagnóstico en enfermedades gastrointestinales, la prueba es más usada como una auxiliar para el diagnóstico de enfermedades del íleo en la rutina de la práctica clínica [YAMAGUCHI K. ET. AL, 2006], o como alternativa para detectar obstrucciones o estrangulaciones del lumen digestivo [McCONNELL E. A. 1994]. Como resultado del reciente progreso de los dispositivos de medición y el análisis computacional, ha sido posible una evaluación objetiva con la digitalización de los sonidos auscultados, cuantificación de los sonidos auscultados y análisis de frecuencia [BRIAN L. C. ET. AL, 1999; DALLE D. ET. AL, 1975; GARNER C. G., EHRENREICH H. 1989; SUGRUE M., REDFERN M. 1994; TOMOMASA T. ET. AL, 1999; YOSHINO H. ET. AL, 1990]. También se realizaron intentos para el diagnóstico de la función gastrointestinal, mediante el análisis de los sonidos abdominales [TOMOMASA T. ET. AL, 1999; TOMOMASA TAKESHI ET. AL, 1999]. Sin embargo, los resultados obtenidos no fueron satisfactorios. En este caso, algunos estudios fueron conducidos para clarificar la patología de la función gastrointestinal en base a los resultados de la auscultación abdominal [DALLE D. ET. AL, 1975] y en la monitorización de los sonidos intestinales en la recuperación después de la cirugía [BRAY D. ET. AL, 1997]. Además, se ha mostrado que los sonidos gastrointestinales disminuyen en pacientes con desórdenes causados por la obstrucción mecánica [SUGRUE M., REDFERN M. 1994] y con íleo parálitico debido a la apendicitis aguda [ARNBJORNSSON E., BENGMARK S. 1983; SUGRUE M., REDFERN M. 1994].

Por otra parte, algunos autores han considerado el origen de los sonidos gastrointestinales, para investigar la relación entre los resultados de la auscultación abdominal y la motilidad gastrointestinal, mientras se centraba la atención en la localización de los sonidos para evaluar la motilidad de el tracto gastrointestinal [POLITZER J. P. ET. AL, 1976; YAMAGUCHI K. ET. AL, 2006]. Los resultados mostraron una muy buena correlación entre el índice de sonido y la motilidad intestinal. Basado en los resultados, se consideró que el estómago y el duodeno fueron las fuentes de más sonido. Otros autores [TOMOMASA T. ET. AL, 1999], investigaron la relación entre los sonidos gastrointestinales, la manometría gastrointestinal y el tiempo de tránsito del intestino delgado. Los resultados mostraron que el sonido intestinal fue máximo al final de la fase II y disminuye durante la fase III, donde la actividad contráctil es más grande. Esto parece indicar una correlación entre los sonidos intestinales y la propulsión intestinal, más que el grado de actividad motora. Por lo tanto, los sonidos gastrointestinales representan el transporte del contenido intraluminal más que los movimientos de la pared intestinal [TOMOMASA T. ET. AL, 1999].

En la figura 2-15 se muestran algunos puntos de registros para posicionar los sensores en el abdomen del paciente y la señal del registro del sonido gastrointestinal.



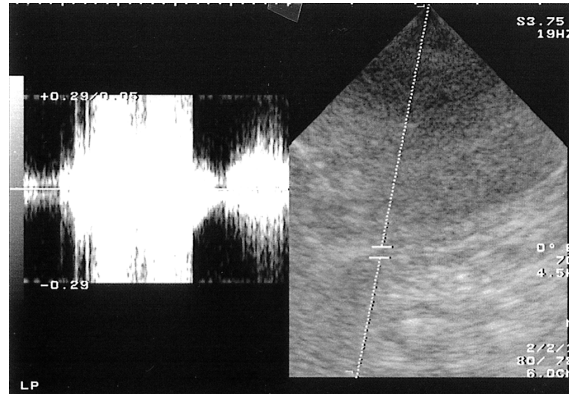
**Figura 2-15.** a) Colocación de tres transductores para la detección del ruido intestinal (electrodos 1,2,3) y un transductor para el ruido del medio ambiente (electrodo 4) [CHONG J. E., 2001], b) Registro representativo del sonido gastrointestinal. Las líneas punteadas indican sonido gastrointestinal [TOMOMASA TAKESHI ET. AL, 1999].

### 2.4.2 Técnicas de ultrasonido

Las técnicas de ultrasonido abdominal han sido usadas para la evaluación normal de la estructura intestinal, el espesor de la pared y peristáltico in vivo o en situaciones experimentales. El ultrasonido es biológicamente no invasivo y el paciente necesita una preparación mínima [BOLONDI L. ET. AL, 1985; FLEISCHER A. C. ET. AL, 1979; WORLICEK H. 1987]. En perros el ultrasonido en tiempo real facilitó la observación de la motilidad y de su estructura intestinal [PENNINCK DOMINIQUE G. ET. AL, 1989]. También el ultrasonido Doppler, ha sido usado para el diagnóstico efectivo de desórdenes gastrointestinales relacionados con la motilidad, debido a que puede detectar los movimientos del contenido intraluminal, teniendo la ventaja de una observación en tiempo real y alta resolución, permitiendo que los movimientos peristálticos verdaderos sean discriminados de los movimientos simples del mezclado del intestino, con la posibilidad de identificar segmentos intestinales con diversos grados de actividad peristáltica [GIMONDO P., LA BELLA A. 1995; GIMONDO P. ET. AL, 1995; GIMONDO P., MIRK P. 1997; HAUSKEN T. ET. AL, 1992; RUDORF H. ET. AL, 2005].

Algunos autores clasificaron tanto los movimientos peristálticos como los no peristálticos, mediante la medición del peristáltismo del intestino delgado en pacientes humanos, usando pulso de ultrasonido Doppler en función de su amplitud y duración asociada, atendiendo a criterios subjetivos [GIMONDO P. ET. AL, 1995; GIMONDO P., MIRK P. 1997]. Además, permite visualizar gráficamente el movimiento intestinal, el cual puede

ser sujeto al análisis cuantitativo y cualitativo pudiendo ser conveniente para estudios no invasivos de la motilidad del intestino delgado (Figura 2-16) [YONG-JOO A.N., 2001]. Sin embargo, al momento de la auscultación pueden existir variaciones por la presión que ejerce el examinador sobre el transductor, dando lugar a un aumento en la señal Doppler (artefacto en origen), que puede ser similar a las señales Doppler inducidas por contracciones intestinales verdaderas [GIMONDO P., MIRK P. 1997].



**Figura 2-16.** Imagen Doppler duplex del peristaltismo normal de un perro [An Y. J. et. al, 2001].

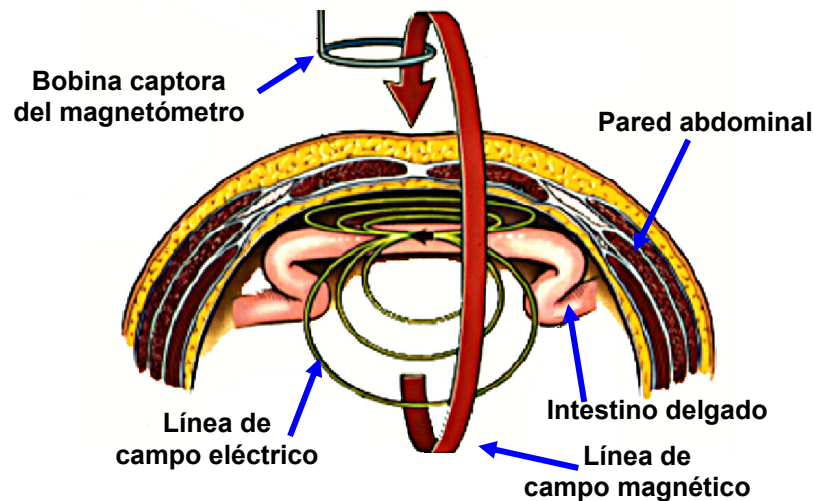
Estudios con animales en ayuno, solo mostraron que el número de movimientos peristálticos disminuyen y que aumentaron inmediatamente después de ser alimentados con una disminución gradual posterior a la ingesta. Por lo tanto, la sonografía Doppler duplex solo puede revelar la motilidad intestinal bajo condiciones fisiológicas [AN Y. J. ET. AL, 2001]. Asimismo, cubre solamente un rango limitado debido a la obstaculización por el gas intestinal lo que determina un amplio espectro ultrasonográfico provocando sombras acústicas distales complejas [LUTZ H., 1976, FROEHLICH J. M. ET. AL, 2005].

### 2.4.3 Métodos magnetoenterográficos

Los métodos biomagnéticos parecieran ser prometedores para evaluar la motilidad gastrointestinal. Estos métodos se han utilizado para evaluar los parámetros relacionados con la motilidad gastrointestinal de una manera no invasiva. Los primeros registros no invasivos de los parámetros magnéticos se efectuaron en el corazón humano [BAULE GERHARD, MC FEE R. 1963; BAULE GERHARD, MC FEE R. 1965]. Los campos biomagnéticos son 9 órdenes de magnitud más pequeños que el campo magnético terrestre. Está claro que registrar un campo tan débil, requiere de un sensor extremadamente sensible; tal sensor es un magnetómetro superconductor de interferencias cuánticas (SQUID) que puede usarse para medir no invasivamente la actividad eléctrica del músculo liso (Figura 2-17) [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1999; RICHARDS W. O. ET. AL, 1996].

En estudios con animales, fueron medidas las señales magnéticas asociadas a la actividad eléctrica del intestino delgado utilizando un vector inductivo para detectar campo magnético con lo que fue posible localizar la posición de las fuentes eléctricas en el estómago y el intestino [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1999]. Magnéticamente, las señales del intestino delgado fueron bastante claras. Estas mediciones no invasivas (magnética) están fuertemente correlacionadas con la medición invasiva (eléctrica) de la actividad de la serosa, permitiendo la identificación del gradiente de frecuencia del BER [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; RICHARDS W. O. ET. AL, 1996]. Así como las características de propagación del BER [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1999]. Además, se ha mostrado que la medición magnética puede diagnosticar la isquemia intestinal de origen arterial [BRADSHAW L. A. ET. AL, 2003; RICHARDS W. O. ET. AL, 1995; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999].





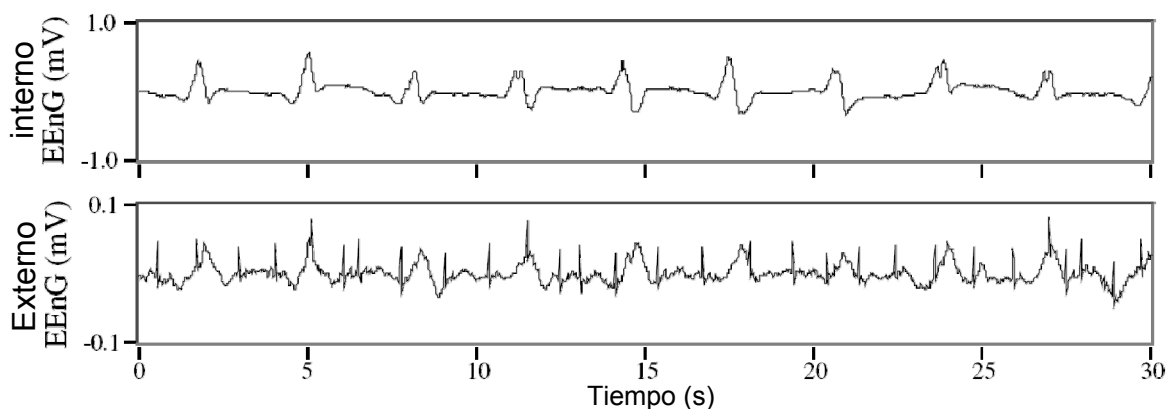
**Figura 2-17.** Representación esquemática que muestra el principio de funcionamiento del SQUID [RICHARDS W. O. ET. AL, 1995].

La ventaja que presenta el magnetoenterograma (MEG) sobre las técnicas mioeléctricas de superficie es que los campos magnéticos no están tan afectados por las bajas conductividades de las capas, ya que estos actúan a través de la permeabilidad magnética que es relativamente constante en los tejidos [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; WILLIAMSON S. J., KAUFMAN L. 1981]. Sin embargo, cuando se consigue construir un dispositivo para medir campos magnéticos tan débiles, surge los problemas del ruido, siendo las principales fuentes de interferencia: la red eléctrica y otros campos magnéticos del entorno, así como otras fuentes biológicas, especialmente el corazón y estómago [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997]. La respiración y el movimiento de componentes magnéticos en el intestino son otras fuentes de interferencia [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999]. La solución más simple, es la construcción de una cámara magnéticamente apantallada para prevenir la contaminación por ruido; pero tienen como gran inconveniente su elevado coste [BRADSHAW L. A. ET. AL, 2003; KOYANAGI M. ET. AL, 1989; SUHAIL H. A. ET. AL, 1997]. Aunado a esto, la elevada sensibilidad de los SQUIDS también representa un alto precio. Los utilizados hoy en el área de biomagnetismo son a base de niobio y titanio. Tales materiales solo adquieren superconductividad en temperaturas muy bajas, del orden de  $4^{\circ}\text{K}$  -  $9^{\circ}\text{K}$ , por lo que tienen que ser enfriados a través de su inmersión en helio líquido. El helio líquido, además de su alto costo de producción requiere para ser conservado, un reciclaje también costoso [HOENIG H. E. ET. AL, 1991; RICHARDS W. O. ET. AL, 1995; SUHAIL H. ALLOS ET. AL, 1997]. Por otra parte, para reducir la interferencia por contaminación magnética del alimento, los pacientes en estudio se deben de alimentar con 3 días de antelación al experimento [SUHAIL H. ALLOS ET. AL, 1997], comiendo pero dietas específicas.

El futuro de la metodología biomagnética en gastroenterología depende de numerosas situaciones. Primero, es necesario encontrar las aplicaciones donde las mediciones biomagnéticas pueden proporcionar información única, o que la información proporcionada por los métodos existentes sea pobre cuando está se compare a la obtenida por la medición biomagnética. En segundo lugar, la instrumentación usada debe ser accesible a los hospitales, y si es posible el manejo debe ser simple y del bajo costo [BAFFA O. , OLIVEIRA, R. B. 2000].

### 2.4.4 Métodos mioeléctricos

El registro no invasivo de las señales electrofisiológicas usando electrodos en superficie es un procedimiento común en estudios biomédicos y han sido desarrollados y aplicados tradicionalmente en la monitorización de la actividad cardiaca (ECG) y encefalográfica, lo cual ha llevado al desarrollo de un gran número de herramientas de diagnóstico, extendiéndose en los últimos años al tracto gastrointestinal [JONDERKO K. ET. AL, 2005; PARKMAN H. P. ET. AL, 2003]. Varios artículos se han publicado en la medición de actividad eléctrica en la superficie del estómago, la cual ha sido llamada electrogastrograma (EGG) [AKIN A., SUN H. H. 1999; AKIN ATA, SUN HUN H. 2002; CHEN J., MCCALLUM R. W. 1991; DE SOBRALCINTRA R. J. ET. AL, 2004; FAMILONI B. O. ET. AL, 1991; MINTCHEV M. P., BOWES K. L. 1996; MINTCHEV M. P. ET. AL, 1993; SMOUT A. J. ET. AL, 1980]. Al igual que en el estómago, el intestino delgado presenta características muy similares, desde que existe una actividad mioeléctrica generada por el músculo liso asociada con las contracciones mecánicas. La relación entre la presión del intestino y la señal mioeléctrica del músculo liso es ampliamente aceptada [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000; OIGAARD A., DORPH S. 1974A]. Sin embargo, muy pocos trabajos han sido publicados en la monitorización de la actividad mioeléctrica intestinal en superficie [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994]. Estos trabajos han destacado la pequeña amplitud de la señal eléctrica intestinal en superficie y han centrado sus esfuerzos en la onda lenta que es el marcapasos de las contracciones del intestino. No obstante, otros autores han evaluado que existe correlación de los SB con el índice de motilidad en la superficie abdominal (EEnG) en perros [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2001]. En la figura 2-18 se muestra el EEnG en superficie abdominal de un perro.



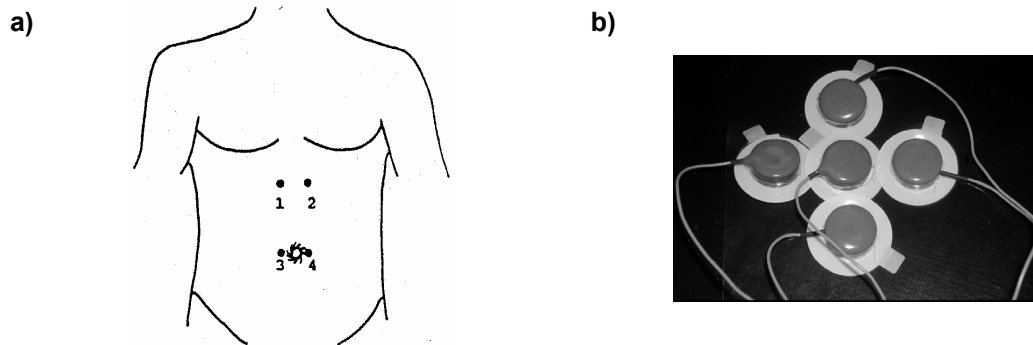
**Figura 2-18.** Registro simultáneo en perro del EEnG [García-Casado Javier et. al, 2006].

El EEnG representa una posible solución no invasiva para la evaluación de la actividad mioeléctrica intestinal. Pero, el EEnG externo es afectado por tejidos de baja conductividad de las capas abdominales [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997] que presentan propiedades aislantes y una área de registro más grande, causando que los registros de la actividad mioeléctrica intestinal sean severamente atenuados, obteniéndose baja relación señal-ruido como resultado de las interferencias fisiológicas, tales como la respiración, movimiento y el ECG [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Se han desarrollado herramientas para cancelar y reducir las interferencias en la superficie del EEnG [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2006; LIANG H. 2005; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2006; YE Y. ET. AL, 2008].

La detección no invasiva de la frecuencia de la onda lenta ya ha sido realizada en humanos en condiciones normales [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. En este trabajo, se emplearon parejas de electrodos monopolares de contacto separados 5 cm situados sobre el estómago distal y junto al ombligo (Figura 2-19a). La señal registrada sobre el

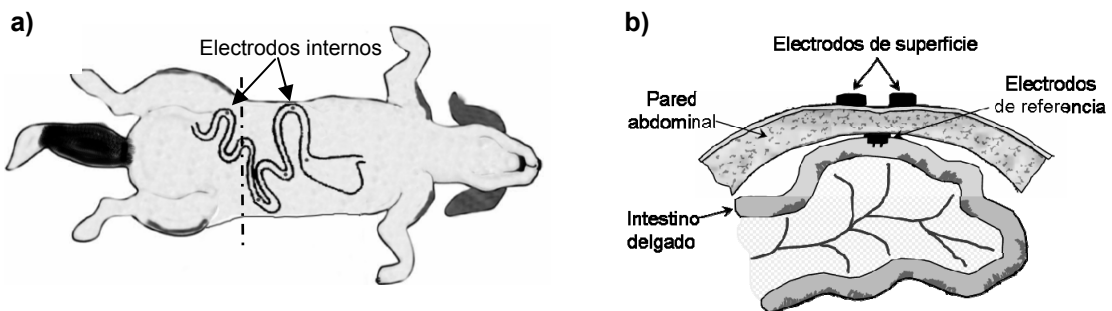
área intestinal presentaba una frecuencia dominante de 9-12 cpm, la cual coincide con los valores típicos de la frecuencia de la OL en humanos, 12 cpm en duodeno decreciendo aboralmente. El registro simultáneo de la frecuencia respiratoria permitió descartar la respiración como posible fuente de esta señal.

También se realizó detección no invasiva en condiciones normales en animales, registrando simultáneamente la señal eléctrica intestinal (interna y de superficie) y la señal magnética intestinal de conejo [BRADSHAW L. A. 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. Otros autores realizaron investigaciones en condiciones patológicas en conejos [SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999],



**Figura 2-19.** a) Colocación de los electrodos para el registro en superficie abdominal de humanos del EGG (electrodos 1-2) y del EEnG (electrodos 3-4)[CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993], b) Arreglo de electrodos en cruz para estimar el potencial laplaciano del registro del EEnG en superficie abdominal [Prats-Boluda G. et. al, 2006].

Por otra parte, estudios en perros en condiciones normales, mediante el uso de electrodos bipolares interno y externo se realizó el registro simultáneo del EEnG (Figura 2-20) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005], registrándose la onda lenta y los potenciales de acción rápidos en la superficie abdominal. Los diversos contenidos de las frecuencias de ambas componentes, permite la definición de las bandas de frecuencia separadas. En donde la frecuencia de 2 Hz se puede utilizar para discriminar componentes baja y de alta frecuencia de EEnG en la superficie, puesto que la onda lenta presentó un pico de frecuencia alrededor de 0.3 Hz (18 cpm) y la energía de los SB se distribuye desde 2 Hz hasta 19 Hz [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005].



**Figura 2-20.** a) Electrodos internos suturados en la serosa gastroduodenal y en 5 puntos diferentes del intestino, b) Dos electrodos monopoles colocados en la superficie abdominal sobre el electrodo de referencia interno el cual se fija a la pared abdominal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005].

El empleo de técnicas de adquisición y procesamiento de señal aplicadas a la evaluación de la señal bioeléctrica intestinal registrada en superficie abdominal de manera no invasiva, puede tener un valor de diagnóstico clínico muy importante en condiciones normales o patológicas tales como la isquemia intestinal o arritmias [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999].



---

## 3. Análisis espectral de la señal mioeléctrica gastrointestinal

---

### 3.1 Introducción

La importancia de conocer las características de las señales mioeléctricas que produce los músculos viscerales es de suma importancia ya que conlleva al desarrollo y aplicación de métodos y técnicas de análisis que puedan proporcionar información para la detección de patologías relacionadas con el intestino delgado.

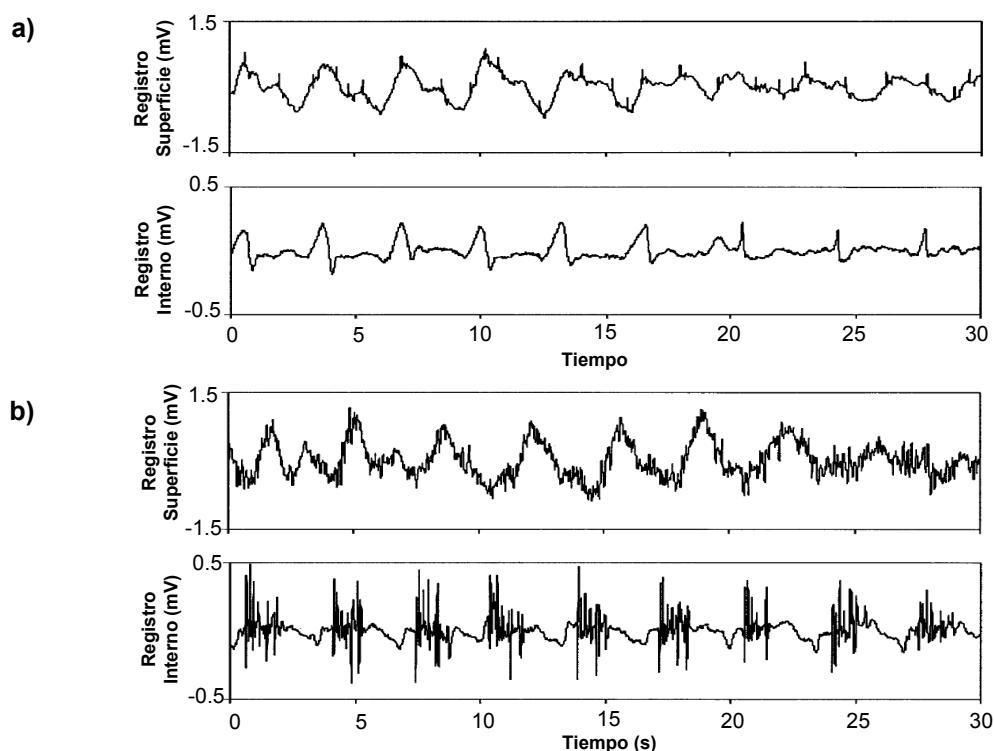
Generalmente, la onda lenta registrada es variable en frecuencia, amplitud y estabilidad. Al parecer el significado clínico de la gastroenterología está oculto dentro de estas variaciones. A diferencia de la información masiva que se obtiene de los registros sin tratar de la electrocardiografía, en el tracto gastrointestinal es muy difícil identificar la variación basada solamente en el análisis visual. Debido al rápido progreso en los ordenadores y la electrónica, el análisis espectral de potencia es el método matemático analítico más comúnmente usado para cuantificar las variaciones de registro del ritmo eléctrico básico. Esto es debido a que no solamente transforma del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, sino que también proporciona información en las variaciones de tiempo - frecuencia.

Hasta el momento no existe una recomendación estándar para la colocación de los electrodos de registro y periodos de tiempo de evaluación. Además, los sistemas computacionales analíticos y los rangos normales definidos, son discrepantes entre muchos investigadores. Por lo tanto, se requeriría de un consenso que fuera aceptable para definir las anomalías obtenidas en los registros de las señales, y más cuando se utilicen para evaluar las disfunciones motoras del tracto gastrointestinal.

Por otra parte, los procedimientos para medir alguna dismotilidad no siempre están disponibles en muchas instituciones. Se sabe que la función motora del intestino se ven afectadas por otros órganos aparte del mismo, por lo que al utilizar un simple

método para definir una disfunción motora anormal puede producir diagnósticos erróneos. El electroenterograma (EEnG) es un procedimiento atractivo no invasivo para proporcionar información del intestino delgado mediante el análisis de la frecuencia del ritmo eléctrico básico. El progreso en este campo ha sido muy lento comparado con otras mediciones electrofisiológicas en superficie tales como el ECG y el EEG e incluso el EGG.

La figura 3-1 muestra un ejemplo de las señales registradas en serosa y en superficie abdominal en ausencia de contracciones intestinales (Figura 3-1a), así como durante la presencia máxima de contracciones intestinales (Figura 3-1b) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Se pueden observar 9 onda lentas (OL) en los registros, tanto interno como en superficie del EEnG. Durante los periodos de actividad contráctil cada una de las OL en su meseta presenta actividad de potenciales rápidos de acción (SB) (Figura 3-1b trazo inferior). Nótese que los SB no pueden verse directamente en el registro de superficie (Figura 3-1b trazo superior), como consecuencia de la mayor distancia que tienen que cubrir los electrodos en el abdomen y del efecto de filtrado de las distintas capas abdominales, obteniéndose una baja relación señal-ruido en la señal externa, observándose solamente actividad de alta frecuencia [AKIN A., SUN H. H. 1999; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Sin embargo, la onda lenta sí que puede observarse en la superficie en ambos casos. La energía de las componentes de la señal bioeléctrica intestinal está localizada en diferentes bandas de frecuencia del espectro. La energía de la OL está distribuida en las frecuencias bajas y la energía de los SB está dispersa en la banda de alta frecuencia.



**Figura 3-1.** Registro simultáneo de la actividad mioeléctrica intestinal de un perro en la serosa del intestino (trazo inferior) y en la superficie abdominal (trazo superior). **a)** Durante inactividad contráctil intestinal 9 SW (18 cpm) y sin actividad de SB tanto interno como externo. **b)** Durante la actividad contráctil máxima del intestino la SW van acompañadas por actividad de SB [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005].

La importancia de extraer información del sistema gastrointestinal para diagnosticar un buen funcionamiento o alguna anomalía en un corto periodo de tiempo es de gran interés clínico, por lo que se han desarrollado y aplicado técnicas de análisis a la señal bioeléctrica gastrointestinal. Cabe mencionar, que debido a que existen pocos trabajos de análisis de la señal mioeléctrica intestinal en la superficie abdominal, se hace referencia a técnicas que se han aplicado a la señal gástrica, puesto que presenta características similares del músculo liso. A continuación se describen las diferentes técnicas de análisis empleadas en el estudio de la actividad eléctrica generada por el intestino delgado.

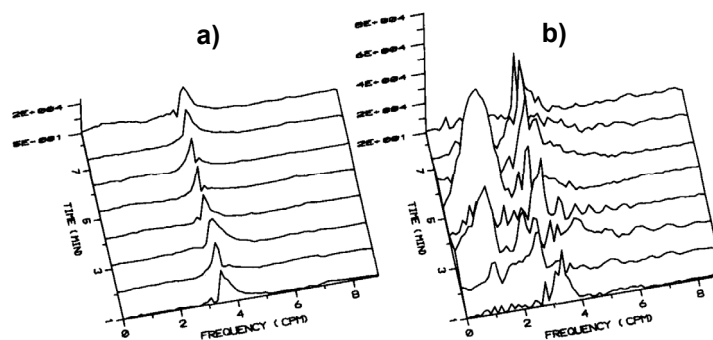
### 3.2 Análisis en tiempo-frecuencia de registros mioeléctricos

El objetivo del análisis de tiempo-frecuencia (t-f) es describir cómo la frecuencia o el contenido espectral de una señal evoluciona en el tiempo.

Van der Schee y Grashuis [VAN DER SCHEE E. J., GRASHUIS J. L. 1987] introdujeron el uso de la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) para representar el electrogastrograma (EGG). Basada en la suposición que en un periodo de tiempo corto, las señales pueden considerarse estacionarias. Por lo tanto, se emplea una ventana de tiempo de corta duración para que una señal pueda considerarse estacionaria. La principal desventaja de este método, es que la longitud de la ventana está directamente relacionada a la resolución de la frecuencia. Para incrementar la resolución de frecuencia, se debe usar un registro de datos de larga duración, lo cual significa que la ocurrencia no estacionaria durante este intervalo va a dispersarse en tiempo y frecuencia [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2002; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2002B; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 1998; MARPLE S. L., JR. 1998; CHEN J. Z., ZHIYUE LIN 1994; ZHI-YUE LIN ET. AL, 1994; COHEN L. 1989]. A diferencia del la STFT, el análisis espectral adaptativo mediante el método autoregresivo de media móvil (ARMA) puede aumentar la resolución de frecuencia, como lo mostró Chen para modelar la señal del EGG [CHEN J. ET. AL, 1990]. En algún punto en una serie temporal un espectro de potencia puede calcularse instantáneamente de los parámetros actuales del modelo. Similarmente, el espectro de potencia de la señal para algún intervalo de tiempo particular puede calcularse mediante el promediado de los parámetros del filtro sobre ese intervalo de tiempo. La desventaja es que la amplitud relativa de las señales multicomponentes podría no estar preservada debido a la no linealidad del modelo ARMA [CHEN J. Z., ZHIYUE LIN 1994].

La técnica de distribución exponencial (ED) se ha comparado con los métodos de STFT y análisis espectral adaptativo, mostrando que el método de análisis espectral adaptativo es más exacto en la detección de disritmias gástricas con duraciones breves, mientras que el método STFT es más apropiado para la estimación de la amplitud de la señal. La eficacia del método ED se encuentra entre la STFT y el análisis espectral adaptativo [CHEN J. Z., ZHIYUE LIN 1994]. En la figura 3-2 se muestra la representación t-f del EGG, puede observarse que cuando existe poca actividad (Figura 3-2a) aparece un sola frecuencia de pico, mientras que cuando existen contracciones (Figura 3-2b), se muestran más frecuencias y un incremento en la potencia.

La aplicación de la distribuciones t-f se han extendido al uso de la señal bioeléctrica del músculo liso [Akay M. 1997]. Existen pocos trabajos que han aplicado técnicas de distribución Wigner-Ville (WVD), distribución Choi-Williams (CWD), Zhao Atlas Marks (ZAM) y el espectrograma con diferentes longitudes de ventana, en el estudio de los registros del electroenterograma (EEnG) interno [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 1998].



**Figura 3-2.** Representación tiempo-frecuencia del EGG, **a)** durante poca actividad gástrica y **b)** contracciones gástricas [ZHI-YUE, LIN., ET. AL, 1994].

Los resultados mostraron que tanto la CWD como la ZAM son mejores en el despliegue gráfico para reconocer la señal eléctrica del intestino delgado en t-f, pero no presentan buena correlación con la onda de presión. Sin embargo, la energía y frecuencia obtenida de los espectrogramas mostraron una alta correlación con la evolución temporal de la contracción intestinal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 1998]. El EEnG no puede estudiarse con WVD en el plano t-f, debido a los términos cruzados que son producidos por el carácter multicomponente de la onda lenta más los potenciales de acción rápido. Mientras que CWD suaviza los picos de términos cruzados, ZAM los desplaza hacia los términos fundamentales incrementándolos. No obstante la CWD fue la que resultó más útil para identificar la onda lenta (OL) en el EEnG de la superficie abdominal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2002].

Estudios previos del electroenterograma registrado en la superficie abdominal en el dominio de tiempo-frecuencia mostraron que los parámetros calculados de la CWD y espectrograma son capaces de distinguir entre la fase I y la fase III del electroenterograma de superficie, dando importancia a los potenciales de acción rápidos (SB), relacionando parámetros derivados del análisis tiempo-frecuencia del EEnG de superficie y el índice de motilidad interna (IMI) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2002A]. La negatividad de la CWD provoca baja correlación de los parámetros de la CWD con el IMI. El espectrograma es mejor para cuantificar la actividad mioeléctrica intestinal como indicador de la motilidad del intestino [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2002B].

### 3.3 Técnicas de análisis espectral de señales mioeléctricas en gastroenterología

El análisis espectral tiene como objetivo caracterizar el contenido frecuencial de una señal a partir de métodos de procesamiento de señal, es decir, estima la densidad espectral de energía de una señal aleatoria basada en el número finito de observaciones. El análisis espectral fue introducido para distinguir la actividad eléctrica gastrointestinal de los artefactos respiratorios y comúnmente este método matemático es usado para identificar la frecuencia de la OL. Existen varios autores, que han utilizado las técnicas de estimación espectral para el estudio de las señales mioeléctricas gastrointestinales [IRIMIA ANDREI ET. AL, 2006; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A; MORAES EDER R. ET. AL, 2003; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A; CHEN J. D. ET. AL, 1999; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999A; BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997A; BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997B; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; CHEN J. ET. AL, 1990; FAMILONI B. O. ET. AL, 1987; VAN DER SCHEE E. J., GRASHUIS J. L. 1987; REDDY S. N. ET. AL, 1987; SMOUT A. J. ET. AL, 1980; SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980; LINKENS D. A., CANNELL A. E. 1974].



### 3.3.1 Métodos de estimación espectral no paramétricos

La caracterización frecuencial de los procesos aleatorios más habitual en bioingeniería tiene lugar mediante el algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT). Este método es efectivo para el análisis de señales estacionarias, pero requieren de registros de datos de larga duración para tener una buena resolución de frecuencia [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995]. Otras limitantes son el ventaneo de los datos que se manifiesta como una dispersión en el dominio espectral y la variabilidad en la amplitud del espectro, especialmente en señales en las cuales se tienen un alto contenido de ruido. [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980]. Estas dos limitaciones son particularmente problemáticas cuando se analizan registro de datos de corta duración. 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 F. ET. AL, 1982]. Esto se debe a que el espectrograma queda limitado por el principio de incertidumbre, debido al tratamiento que se hace de la señal [COHEN L. 1995].

La aplicación de este tipo de técnicas, concretamente la FFT sobre la señal mioeléctrica interna permitió caracterizar la frecuencia de la OL a lo largo del tracto gastrointestinal [LINKENS D. A., CANNELL A. E. 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.

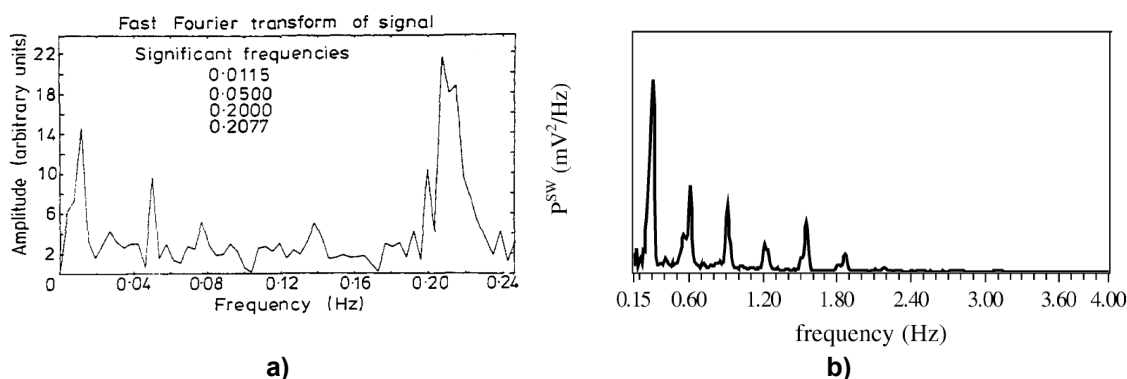
Existen trabajos que emplean los métodos no paramétricos sobre la señal mioeléctrica intestinal tanto interna como en superficie abdominal del intestino delgado [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2001B, YIYAO YE ET. AL, 2006; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 1997]. Específicamente en la mayoría de estos trabajos se emplea el periodograma y se realiza un estudio del electroenterograma tanto en la identificación de la actividad de la onda lenta (OL) como la de los SB en el EEnG de superficie en perros. Se ha demostrado que parámetros derivados de la distribución espectral de potencia de la señal mioeléctrica interna como la frecuencia media, la energía total y la energía sobre los 2 Hz correlacionan directamente con la actividad presiva intestinal, proporcionando los mayores índices de correlación [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A]. Mostrando que la energía sobre los 2 Hz no contiene energía asociada a la OL (que no traduce motilidad intestinal).

Con el propósito de mejorar la señal obtenida en la superficie abdominal, se han empleado configuraciones de electrodos basada en la teoría laplaciana [PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2006] y el uso de la descomposición de modo empírico (EMD) con los cuales se ha obtenido el electroenterograma en la superficie abdominal en perros anestesiados en ayunas [YIYAO YE ET. AL, 2006; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2001A] y humanos [PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2006]. Los resultados obtenidos presentaron mejoras, eliminando las interferencias para su posterior análisis usando el periodograma. El resultado de la configuración de los electrodos basado en la teoría laplaciana, reveló picos cerca de 0.25 Hz correspondiente a la frecuencia de la OL en perros (13 a 18 cpm) y otros picos rechazados en 0.4 Hz (24 cpm) debido a la interferencia respiratoria. Mientras que en humanos la frecuencia se ubicó en torno a 0.12 y 0.16 Hz (7.3 y 9.8 cpm) y el rango de la frecuencia de respiración está entre 0.21 y 0.31 Hz (12.9 y 18.4 cpm).

Otros autores han empleado el periodograma modificado de Welch (Hanning window) para reducir la variabilidad de la estimación espectral, revelándose picos

alrededor de 0.3 Hz (18 cpm) en perros sanos [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A]. En la figura 3-3 se muestra el uso de los métodos no paramétricos en la obtención de la onda lenta del intestino delgado en humanos y perros. Puede observarse que el pico de frecuencia máximo obtenido en el duodeno está en 0.21 Hz (Figura 3-3a), mientras que en la Figura 3-3b la energía de la OL está distribuida en una serie de picos con un decremento en la amplitud de las armónicas. En este caso, los autores obtuvieron distribuciones de energía similares en todos los registros de sesiones, aunque hubo diferencias en el número de picos observados. Los resultados sugieren que la energía de los potenciales rápidos de acción (SB) pueden cuantificarse en el EEnG externo el cual proporcionaría un método no invasivo para el monitoreo de la actividad mecánica intestinal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000B]. Esto es, durante periodos de máxima contractibilidad (SB presentes), la energía sobre los 2 Hz fue más alta que en mínima actividad intestinal (ausencia de los SB). La energía espectral de los SB se extiende hasta 19.2 Hz. Así, diferentes contenidos de frecuencia de ambas componentes permiten una definición de bandas de frecuencias separadas. Concretamente, la frecuencia de 2 Hz puede usarse para discriminar las componentes de baja y alta frecuencia en el EEnG de superficie [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A].

Por otra parte, el método de la FFT también ha sido empleado para evaluar episodios de isquemia, mostrando los resultados que la frecuencia del BER decremента de 16 a 8 cpm después de 25 minutos de isquemia [RICHARDS W. O. ET. AL, 1995].



**Figura 3-3.** a) transformada de Fourier de datos duodenales internos en humanos (frecuencia en duodeno 0.21 Hz) [BURSHTEIN D., WEINSTEIN E. 1985], b) Periodograma promediado del EEnG durante inactividad intestinal muestra que la energía de la onda lenta es distribuida en picos de frecuencia de 0.3 Hz en perros [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005A].

### 3.3.2 Métodos de estimación espectral paramétricos

Los métodos de estimación del espectro de potencia usando métodos paramétricos, reducen los problemas de pérdida espectral y proporciona mejor resolución de frecuencia. El método autoregresivo (AR) requiere de registros de datos de corta duración a diferencia de la FFT. De acuerdo a la señal a evaluar, los modelos AR son más adecuados para picos espectrales repentinos en su espectro de frecuencia, en tanto los modelos de media móvil (MA) son apropiados para valles en los cuales no se tienen picos bruscos o agudos en su espectro de frecuencia. Pero el modelo autoregresivo de media móvil (ARMA) es adecuado para señales que tienen ambos tipos de picos en su espectro de frecuencias. Los parámetros del modelo AR pueden calcularse resolviendo una selección de ecuaciones lineales. Sin embargo, calcular los parámetros ARMA requiere la solución de una selección de ecuaciones no lineales, lo cual implica un coste computacional más elevado, por esta razón los

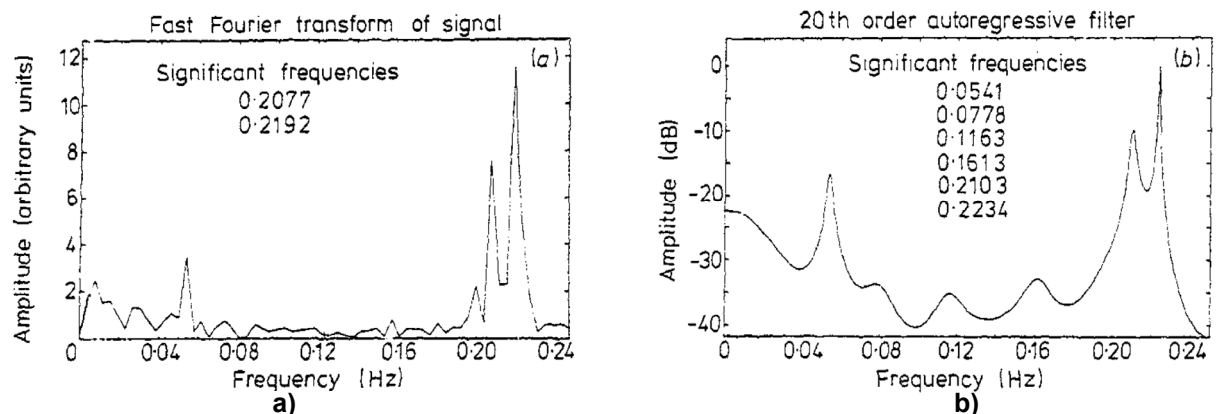
modelos AR son más comúnmente empleados que los modelos ARMA [MARCHANT B. P. 2003; COHEN A. 2000; BURSHTEIN D., WEINSTEIN E. 1985].

Una consideración importante, es que para un proceso sinusoidal la resolución disminuye con el decremento de la relación señal-ruido (SNR), siendo un estimador altamente sensible a dicha relación [JUNG Y. W., PARK S. O. 2001]. De los métodos paramétricos existentes, el método AR proporciona un esfuerzo de procesamiento aceptable y frecuencias exactas cuando la SNR no es demasiada baja [BROERSEN P. M. T., DE WAELE S. 2003; BROERSEN P. M. T. 2002].

La señal mioeléctrica del intestino delgado también ha sido sujeta de estudio con técnicas de análisis paramétricas: pero son pocos los trabajos encontrados.

Algunos autores [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980], han empleado los métodos paramétricos como una forma de validar los resultados obtenidos con la FFT de la señal interna del duodeno humano verificando que las componentes de frecuencia son genuinamente presentadas por los datos y que no son artefactos del análisis de la técnica de la FFT. En la figura 3-4 se muestra una comparación entre los métodos de la FFT y AR. Puede observarse las dos componentes separadas claramente en torno a 0.2 Hz (12 cpm), junto con una posible componente gástrica en 0.05 Hz (Figura 3-4a).

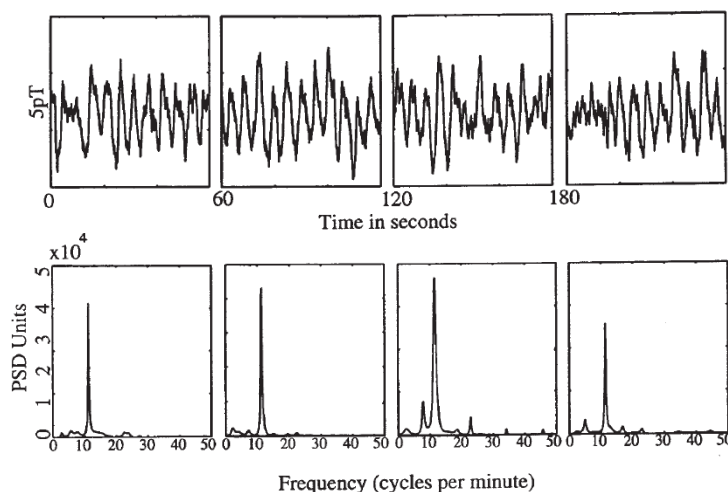
En tanto que el análisis de las señales mioeléctricas usando AR produce un espectro suave manteniendo buena discriminación entre las componentes de frecuencia (Figura 3-4b). Además, el análisis AR claramente corrobora los resultados mostrando una ocurrencia consistente entre ambas técnicas, puesto que algunas variaciones de amplitud pueden ser causadas tanto por el latido cardiaco como por el efecto de modulación, los cuales no son distinguibles al ojo en las señales contaminadas con ruido [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980].



**Figura 3-4.** Comparación de FFT y el análisis AR de 256 s de datos del duodeno humano [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980].

Por otra parte, se han realizado estudios de correlación entre señales magnéticas y mioeléctricas utilizando técnicas autoregresivas en el análisis de la frecuencia de la onda lenta del intestino de conejos [CHEN J. ET. AL, 1993B; FAMILONI B. O. ET. AL, 1991; SMOUT A. J. ET. AL, 1980]. Los resultados obtenidos por diversos autores [SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999B; BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997A] presentan una similitud en la localización de la frecuencia de la onda lenta registrada tanto interna como en la superficie abdominal en la señal gastrointestinal en condiciones normales o condiciones patológicas [SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999]. El análisis espectral autoregresivo examina las señales sobre un periodo de tiempo definido y determina la frecuencia dominante durante ese tiempo desplegado como densidad espectral de potencia estimada, como se muestra en la figura 3-5. Esto proporciona una rápida y objetiva manera de evaluar la frecuencia del BER minuto a minuto [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999A].

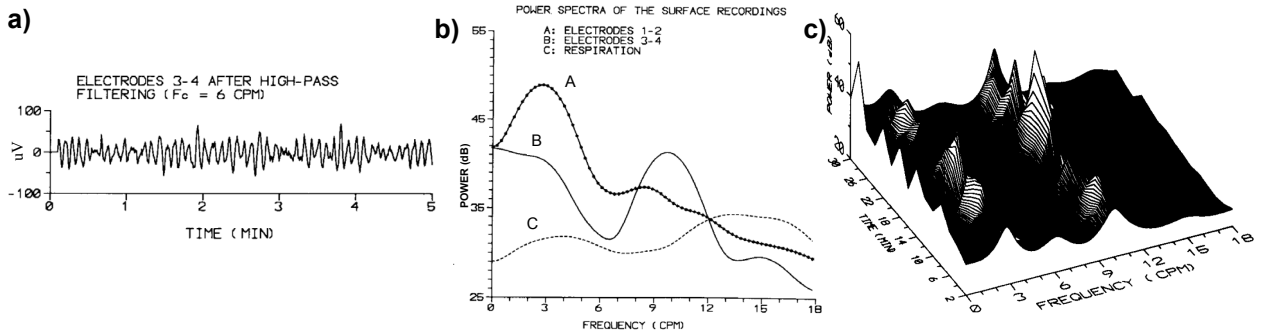
El análisis espectral AR también ha sido empleado en la evaluación de los campos magnéticos generados por la actividad eléctrica del intestino delgado tanto en animales exponiendo la naturaleza dinámica del cambio de la actividad eléctrica del intestino durante la isquemia en conejos de forma no invasiva [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1999; BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997C], como en humanos mostrándose frecuentemente al menos dos picos de frecuencia, indicando la presencia de las componentes tanto gástrica como del intestino delgado. Adicionalmente, múltiples picos de frecuencia en el rango del intestino delgado sugieren la presencia de fuentes múltiples intestinales [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997B].



**Figura 3-5.** Informaciones sin tratar y ejemplo de análisis espectral autoregresivo. Se muestran cuatro bloques de 1 minuto de datos magnéticos continuos y la PSD correspondiente para uno de los periodos de tiempo [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999A].

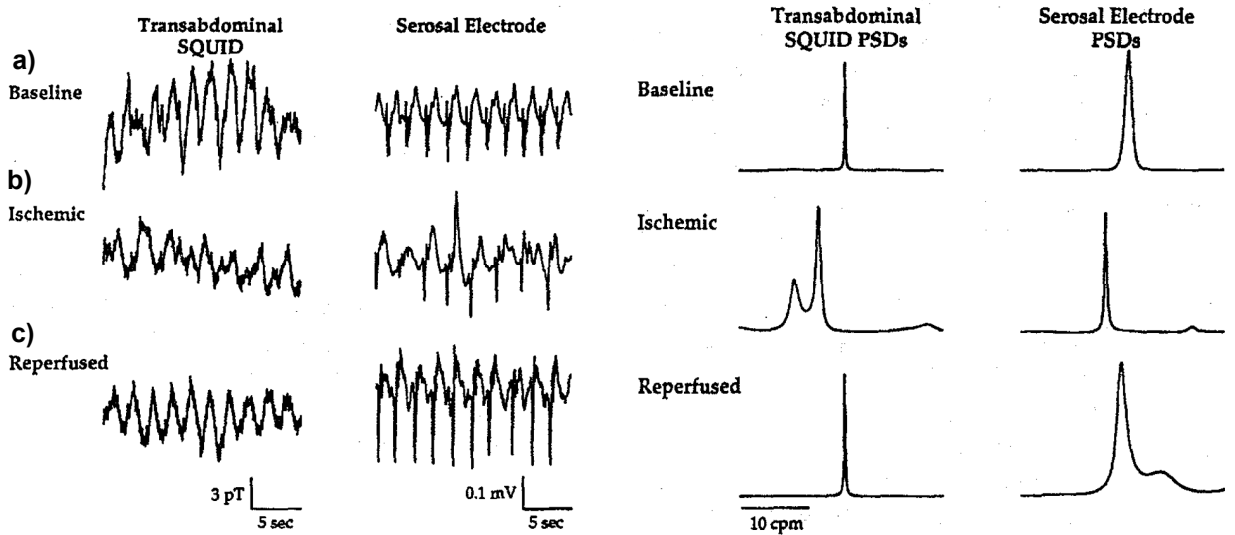
La técnica ARMA adaptativa se ha aplicado a las señales mioeléctricas intestinales en humanos, haciendo evidente la componente de frecuencia del intestino delgado al analizar el espectro continuo de dos señales bipolares derivadas de cuatro electrodos, detectándose que la actividad de frecuencia más alta se encuentra en duodeno (12 cpm) tendiendo a decrementar aboralmente [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. La existencia de este gradiente de la OL, ha sido observado previamente por otros autores [CODE CHARLES F., SZURSZEWski JOSEPH H. 1970; SZURSZEWski J. H. ET. AL, 1970]. Se presentan valores cerca de 12 cpm en el píloro, 10.8 cpm entre 20 a 25 cm y 9.6 cpm a 100 cm a partir del píloro respectivamente. Por lo que existe actividad eléctrica en la superficie abdominal en el rango de valores de frecuencia de 9-12 cpm [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Se creía la posibilidad que la actividad entre 9 y 12 cpm observada fuera de origen colónico, pero es muy improbable porque la actividad de 6 a 12 cpm en el colon no es omnipresente. Las dos interferencias principales son la actividad eléctrica gástrica y los artefactos respiratorios.

La figura 3-6 muestra la señal mioeléctrica en superficie abdominal en humanos y las respuestas de los métodos de periodograma y espectro ARMA adaptativo [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993].



**Figura 3-6.** Señal mioeléctrica y espectro de potencia obtenido en la superficie abdominal en humanos. **a)** Registro de superficie después de un filtrado pasa alto, **b)** Espectro de potencia de un registro de 30 minutos usando el periodograma (A: actividad eléctrica gástrica, B: actividad eléctrica del intestino delgado C: Respiración), **c)** Espectros de potencia continuos calculado con el método de análisis espectral adaptativo [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993].

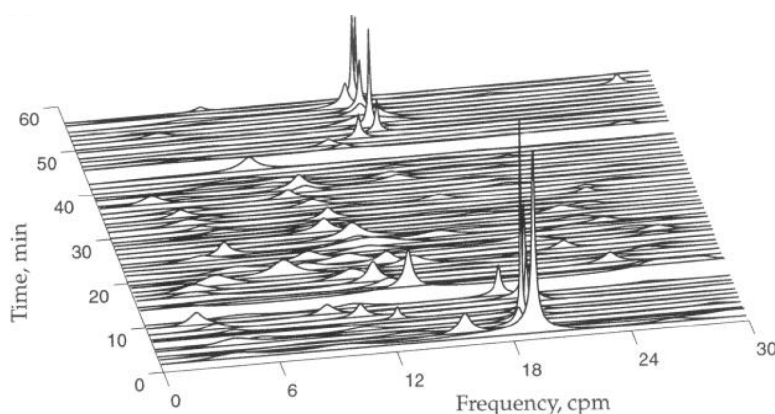
Por otra parte, los métodos paramétrico han resultado óptimos en la detección de isquemias intestinal, observándose decrementos en la frecuencia del BER en conejos de 12 a 8 cpm tanto en señales internas como externas [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999A; LADIPO J. K. ET. AL, 1997; BRADSHAW L. A. ET. AL, 1995]. La evaluación se realizó en segmentos de datos cortos correspondientes a episodios de isquemia. Estas señales son inherentemente no estacionarias, aunque pueden ser aproximadamente estacionarias sobre un intervalo de tiempo relativamente corto. Con el uso de técnicas paramétricas se obtienen una estimación espectral exacta con espacios de frecuencia arbitrarios en la evaluación de los datos intestinales, siendo un estimador de frecuencia más robusto debido a la combinación de eficiencia y exactitud en el procesado [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997A; BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995]. En la figura 3-7 se muestra el decremento que sufre la frecuencia dominante durante la isquemia [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1995].



**Figura 3-7.** Registro magnetoenterográfico, del electrodo de la serosa intestinal y estimación de la densidad espectral de potencia, **a)** bajo condiciones normales, **b)** 15 minutos de episodio de isquemia, **c)** 5 minutos después de la perfusión [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1995].

En la figura 3-8 se muestra la evolución temporal del decremento en la frecuencia del BER con la inducción de isquemia en conejo. La representación tiempo-frecuencia de la señal obtenida se realiza tomado la raíz cuadrada de la PSD AR

revelando la evolución temporal. Puede observarse que la línea base está en 19.1 cpm, con un decremento gradual de la isquemia a 11.1 cpm quince minutos después del comienzo de la isquemia. Después de la reperfusión la frecuencia del BER de nuevo se incrementa hacia valores de pre-isquemia de 14.9 cpm, diez minutos después de que el lazo fue soltado. Nótese que la amplitud de la PSD estimada generalmente es más pequeña durante la isquemia, aunque la interpretación directa de la amplitud del PSD AR no es clara [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997A]. También se identificaron picos más pequeños entre 30 y 60 cpm que reflejan la respiración [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999A] y taquiarritmias definidas entre 25 a 50 cpm, estas solo fueron vistas durante la isquemia [SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999]. La técnica paramétrica podría considerarse como buena alternativa para analizar la actividad eléctrica del intestino delgado de manera no invasiva.



**Figura 3-8.** Representación t-f de los espectros de potencia continuos de la señal del SQUID transabdominal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997A].

### 3.3.3 Método Prony

El método Prony es una técnica utilizada para extraer señales senoidales o exponenciales resolviendo una selección de ecuaciones lineales para los coeficientes de la ecuación recurrente que satisfaga la señal [KAY S. M. 1988; MARPLE S. L. 1987; MULHOLLAND ROBERT J. ET. AL, 1986] y es una técnica para el modelado de muestras de datos igualmente espaciadas mediante una combinación lineal de exponenciales. Además, es un procedimiento adaptativo de datos en el sentido que los parámetros de un modelo exponencial de variación de frecuencia, fase, amplitud y amortiguamiento se ajusta a los datos [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981]. Proporciona mejor resolución en frecuencia que la FFT cuando existen registros de datos de corta duración con ancho de banda estrecho, puesto que el análisis del espectro de potencia de la FFT no se sitúa adecuadamente por las limitaciones inherentes que presenta, tales como lóbulos laterales dispersos e inadecuada resolución, especialmente para registros de datos pequeños [SAVA H. P., McDONNELL J. T. E. 1995].

El método de Prony es eficaz para el análisis y síntesis de datos transitorios. Sin embargo, este método podrían conducir a un pobre desempeño, especialmente para registro de datos cortos y con ruido [PORAT B., FRIEDLANDER B. 1987], aunado a esto, es altamente sensible a los errores de medida aditivos en las muestras observadas de la señal [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981]. Aunque no es una técnica de estimación espectral, el método de Prony tiene una relación cercana al algoritmo de predicción lineal de mínimos cuadrados usado para la estimación de parámetros AR y ARMA. La diferencia entre ambas técnicas reside en que el método Prony intenta ajustar un modelo

exponencial determinista a los datos, en contraste a los métodos AR y ARMA que intentan ajustar un modelo aleatorio a los datos.

El método Prony normalmente es aplicado en el área eléctrica en los sistemas de potencia, en biomédica se ha usado más en el área cardiovascular, tales como: el rastreo y monitorización del efecto de bloqueo del sistema nervioso en la variabilidad cardiaca [BRIKOU A. ET AL, 1995], análisis y composición espectral del sonido del corazón [SAVA H. P., MCDONNELL J. T. E. 1995], monitorización de los parámetros espectrales de la variabilidad cardiaca (HRV), presión sistólica [OZCAN GULCUR H., BAHADIRLAR Y. 1998], arritmias cardiacas [SZI-WEN CHEN 2000]. Además, mediante el uso del modelo Prony se puede determinar también afecciones pulmonares mediante la crepitación respiratoria extraídas de los sonidos pulmonares, parametrizando y mostrando que existe una correlación entre el tipo de patología y el volumen pulmonar de la ocurrencia de la crepitación y las frecuencias de Prony [YASEMIN P. ET AL., 2000]. Además, la técnica Prony se ha utilizado para describir una caracterización no invasiva de las microondas en tumores que se encuentran en el tejido fino del pecho [HUO, Y., ET AL, 2004], así como evaluar y analizar potenciales evocados [GAROOZI, V., ET AL, 2000].

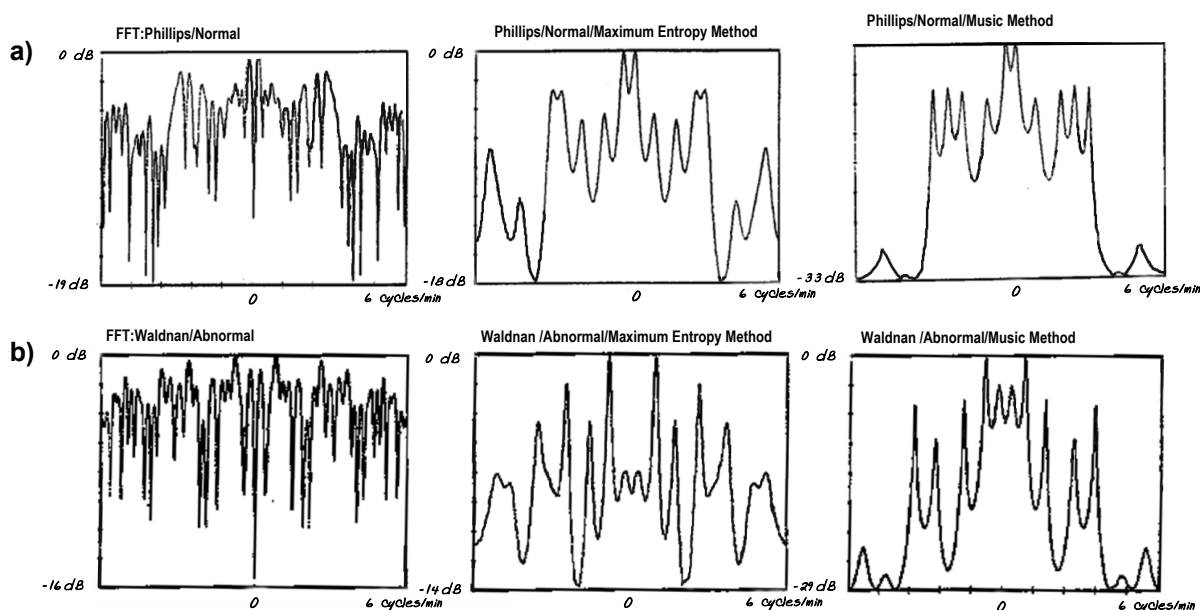
Sin embargo, no se encontró aplicación en el análisis de señales mioeléctricas intestinales, lo más cercano a esto, es el desarrollo de extracción de características para la actividad contráctil del esófago [BOU-CHADI F. E. ET AL, 1993], mediante las cuales se reconocen el tiempo, duración y amplitudes de los picos locales para cada una de las ondas peristálticas.

### 3.3.4 Algoritmo de clasificación de múltiples señales (MUSIC)

El método MUSIC [SCHMIDT R. 1986], se ha empleado para la estimación espectral de alta resolución en el área de comunicaciones. El cual consiste en separar los subespacios de señal y de ruido [MONSON H.HAYES 1996]. Si la señal consiste de sinusoides inmersas en ruido blanco, entonces la descomposición en autovalores de la matriz de autocorrelación de la señal total muestra una separación acentuada entre los autovalores del espacio de la señal y del ruido, determinada por la magnitud de éstos [PONCE-DAVALOS J. L., SHKVARKO Y. V. 2005]. Los autovalores que pertenecen al ruido son más pequeños que los de la señal para relaciones de señal a ruido altas. Estos métodos son adecuados para señales que se suponen estar compuestas de varias sinusoides específicas inmersas en el ruido y muy útil para determinar la frecuencia dominante en los datos, produciendo picos muy estrechos en las frecuencias de las señales contenidas en el subespacio de la señal [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995].

La técnica MUSIC ha sido utilizada en la detección no invasiva de la estenosis coronaria antes y después de la angioplastia [AKAY, M. ET AL, 1990], medición de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) estimándose las señales obtenidas por ultrasonido Doppler estimando las frecuencias de las señales sinusoidales inmersas en el ruido blanco en mediciones de corta duración [FERNANDO, K.L. ET AL, 2003]. También se ha empleado para estimar mapas estadísticos tridimensionales para la localización de la fuente dipolar del electroencefalograma (EEG) [BENAR, C.G. ET AL, 2005] y la detección de descargas epileptiformes del EEG que es una componente importante en el diagnóstico de epilepsia [SUBASI ABDULHAMIT ET. AL, 2006] así, como para obtener el espectro de potencia en pacientes con ausencia de ataque para identificar y clasificar los ataques epilépticos [ALKAN AHMET ET. AL, 2005]. Aunque el análisis espectral MUSIC tiene aplicaciones, en las ciencias biomédicas tales como en el corazón [GULER I., UBAYLI E. D. 2005; HAGHIGHI-MOOD A., TORRY J. N. 1995], encefalografía [SUBASI ABDULHAMIT ET. AL, 2006; ALKAN AHMET ET. AL, 2005], no lo es así, para el área gastrointestinal puesto que a pesar de que el método MUSIC tiene excelentes características de resolución solo se han

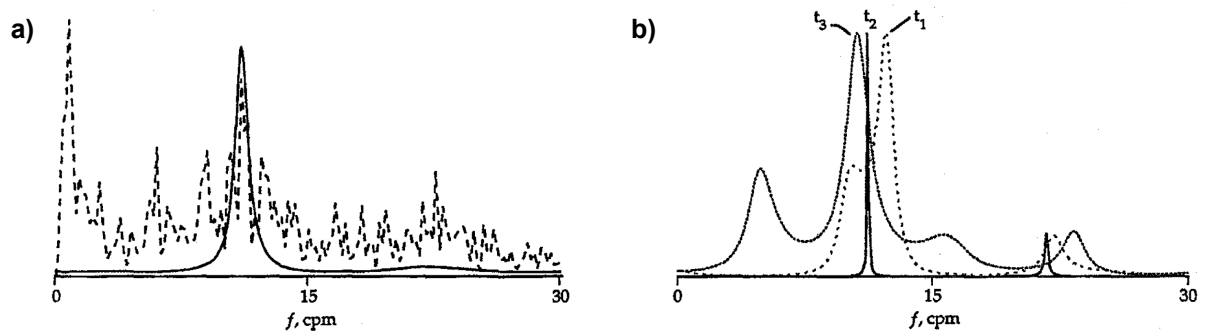
encontrado un par trabajos. En uno de ellos se realiza una comparación entre la transformada de Fourier (FT), método de máxima entropía (MEM) y MUSIC, para determinar los patrones de contracción del estómago normales y anormales en el vacío gástrico [CAPONIGRO R. ET. AL, 1988]. Si bien la FT es la más utilizada por su simpleza y exactitud cuando las muestras son de larga duración y la SNR es relativamente alta (del orden de 30 dB o más); el resultado mostró que el desempeño de la FT no fue adecuado mientras que con las técnicas MEM y MUSIC se obtuvieron resoluciones más altas. Se determinó que para el grupo normal existen siempre pocas frecuencias dominantes que caen entre 1 y 7 cpm. Para el grupo anormal existen muchas componentes de frecuencias significantes en frecuencias altas arriba de 10 cpm. Esto indica un vacío de estómago errático para el grupo anormal y contracciones mas sincronizadas para el grupo normal [CAPONIGRO R. ET. AL, 1988]. La figura 3-9 muestra el espectro típico para pacientes con patrones gástricos normales y anormales.



**Figura 3-9.** Paciente con patrón gástrico **a)** normal, **b)** paciente anormal. (De izquierda a derecha: transformada de Fourier, MEM y MUSIC) [CAPONIGRO R. ET. AL, 1988].

El otro trabajo consistió en realizar un estudio simultáneo entre las señales eléctricas y magnéticas de la serosa del intestino en conejos antes, durante y después de una isquemia reversible [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995]. Se determinó que un espacio de frecuencia adecuado para el estudio fue de 0.1 cpm, el cual corresponde a una muestra de 10 minutos. La densidad espectral de potencia (PSD) obtenida con FFT se muestra con una línea punteada (Figura 3-10a). Nótese que aparecen picos múltiples en la PSD por la naturaleza no estacionaria de la señal y el efecto de promediado de la FFT. Mientras que el espectro MUSIC muestra un solo pico en torno a 12 cpm. En la figura 3-10b los picos dominantes del espectro indican la naturaleza no estacionaria de los datos. El pico más largo en los tres espectros es debido a la isquemia del intestino, observándose como se decrecienta la frecuencia de la OL desde t1a t3.





**Figura 3-10.** Análisis de un segmento de señal de 20 segundos evaluados con, a) MUSIC (línea continua) y con la FFT (línea punteada), b) AR con orden 80 [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995].

Uno de los factores más importantes en el esquema de estimación espectral es el procesamiento que se involucra. Es claro que la FFT es muy eficiente y rápida, pero es inadecuada para el análisis de isquemia debido a la no estacionariedad de la señal. El método AR es ligeramente más complejo, especialmente al seleccionar un orden del modelo. Sin embargo, como el interés está en la actividad de baja frecuencia reduciendo la razón de muestreo, también se reduce el orden resultando en un procesamiento más rápido y eficiente con poca pérdida de exactitud. Teóricamente el método MUSIC presenta una resolución más alta que el método AR, pero en la práctica se encontró que la técnica AR es un estimador de frecuencia más robusto debido a la combinación de eficiencia en el procesado y exactitud. La dificultad asociada al método MUSIC resultó en la selección del orden apropiado del subespacio de la señal y del ruido [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995].

De acuerdo a lo anteriormente expuesto, existe una amplia gama en la bioingeniería donde son empleados los métodos paramétricos. Sin embargo, las técnicas Prony y MUSIC no son muy populares, aun cuando presentan características de estimación excelentes. Por lo tanto, en la presente tesis doctoral estas técnicas serán empleadas para tratar de identificar la onda lenta de intestino delgado, tanto en registros internos como en superficie abdominal.

### 3.3.5 Resolución vs orden en modelos paramétricos

Los métodos paramétricos a menudo requieren no solamente de la estimación de un vector de parámetros de valores reales, sino que también la selección de uno o varios parámetros de valores enteros para la especificación de un modelo de datos. Ejemplo de estos parámetros de valores enteros del modelo incluyen los órdenes del modelo. La estimación de un orden del modelo es típico de la aproximación paramétrica para el procesamiento de señal. Los métodos no paramétricos no tienen tal requerimiento [STOICA P., SELEN Y. 2004]. A menudo se derivan algoritmos de estimación de parámetros suponiendo que el orden del modelo es conocido. Sin embargo, en la práctica el orden del modelo no es conocido [BURSHTEIN D., WEINSTEIN E. 1985]. Además, el uso de un orden de modelo incorrecto puede conducir a serias pérdidas en el desempeño de muchos estimadores frecuentemente usados [SABHARWAL A. ET. AL, 1996].

La selección del orden del modelo ha sido un tópico en las series temporales por más de dos décadas. El propósito de la selección del orden es encontrar el adecuado para el modelo que proporcione el mejor ajuste a otras realizaciones del mismo proceso estocástico. El ajuste del modelo mejora conforme el orden del modelo aumenta. Por lo tanto, el orden del modelo de una estimación paramétrica a menudo es seleccionado con criterios más objetivos que combinan términos de buen ajuste con

una función costo que penaliza alguna medida de la complejidad del modelo. El costo de la selección del orden es definido como la pérdida en la calidad del modelo debido a los modelos candidatos que han sido estimados cierta cantidad de observaciones dadas del proceso y el modelo que es actualmente seleccionado. Esta definición crea una distinción entre la calidad de la estimación de parámetros y la calidad de selección de orden [BROERSEN P. M. T., DE WAELE S. 2002]. La calidad del modelo seleccionado depende de dos factores: la calidad del modelo disponible y la capacidad para seleccionar uno de los mejores de los modelos disponibles.

Para la determinación del orden del modelo existe una larga lista de aproximaciones, desde los clásicos basados en la estimación residual del ajuste del modelo hasta aquellos basados en teoría de información y codificación. Tales métodos incluyen criterios basados en el desempeño predictivo tal como: el criterio de información de Akaike (AIC) [AKAIKE H. 1974], criterio de función de transferencia autorregresiva (CAT) [PARZEN E. 1974], y el error de predicción final (FPE) [AKAIKE H. 1969]. Los criterios basados en complejidad estocástica tales como: longitud de descripción mínima (MDL) [RISSANEN J. 1978] y el criterio predictivo de mínimos cuadrados (PLS) [RISSANEN J. O. R. M. 1986] han sido propuesto con otros, basados en descomposición de valores singulares (SVD) [KONSTANTINIDES K. 1991; CADZOW J. A. 1982] e inferencia bayesiana [DJURIC P. M., KAY S. M. 1992].

La selección del orden debe ser adaptada al método de la estimación de parámetros y de esta selección de orden del modelo paramétrico se pueden tener dos situaciones que son de suma importancia [BROERSEN P. M. T. 1990]. Un orden muy bajo resulta en una estimación suavizada del espectro con baja resolución, mientras que un orden muy grande produce picos no deseados en el espectro estimado. La aplicación del peor tipo de modelo o el peor orden pueden producir estimaciones espectrales totalmente erróneas [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981].

Por otra parte, los criterios teóricos de información para la selección del orden del modelo se basan en la similitud de los valores propios retardados. Cuando los valores propios del ruido no se agrupan suficientemente cerca, pueden ignorar un espacio arbitrariamente grande entre la señal y los valores propios de ruido y pueden conducir a un sobremodelado. Un bajo modelado puede suceder cuando la señal y los valores propios del ruido no son bien separados y los valores propios del ruido están agrupados suficientemente cerca. El sobremodelado es más probable que suceda cuando se utiliza el AIC [LIAVAS A. P., REGALIA P. A. 2001]. La selección del orden en los métodos basados en los eigenvalores de la matriz de correlación provistos por Wax and Kailath [WAX M., KAILATH T. 1985] son: AIC y MDL. Para estimar la frecuencia y la potencia de las senoidales, se requiere de información acerca del número de componentes senoidales en la matriz de datos de la señal. Así, el orden del modelo senoidal debe estimarse antes de la estimación de los parámetros senoidales. La ganancia en términos del funcionamiento de los criterios, especialmente en situaciones difíciles tales como baja relación señal-ruido, tamaño de muestra pequeñas, o señales estrechamente espaciadas, pueden ser significantes.

Respecto a la resolución de frecuencia se refiere a la habilidad de un algoritmo para distinguir entre dos picos cercanos en el dominio de la frecuencia. Esta habilidad puede variar de acuerdo a: si los picos son de tamaño similar o si uno es más pequeño que el otro [MARCHANT B. P. 2003]. Los modelos paramétricos presentan mejores características sobre los métodos basados en Fourier en la resolución de señales en espacios muy cercanos. Estas técnicas a menudo son llamadas estimadores espectrales de alta resolución. El modelado paramétrico es capaz de realizar esta capacidad de resolución por el hecho que el modelo paramétrico no ventanea la

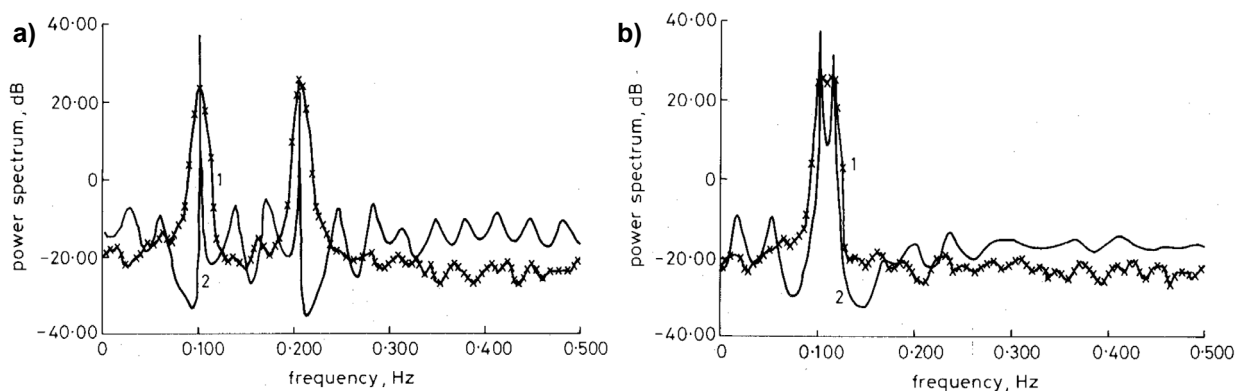
función de autocorrelación. Además, la carencia de alguna función de ventana implicada previene los lóbulos laterales normales introducidos por la función de ventana en el espectro.

En muchos sistemas físicos, los procesos aleatorios bajo observación contienen señal más ruido aditivo. El ruido de la observación no debe confundirse con la fuente de ruido blanco usada para conducir a los modelos paramétricos. En el modelado de un proceso aleatorio, se debe elegir el modelo apropiado que pueda caracterizar el proceso total incluyendo el ruido de los datos observados. La exclusión del ruido de los datos del modelo resultará en una estimación sesgada.

La resolución del espectro AR decrementa si el ruido se adiciona a la señal causando una baja relación señal-ruido, por ende la estimación espectral no será mejor que la obtenida por el periodograma. Kay and Marple demostraron que este efecto ocurre porque el espectro de una señal contaminada con ruido blanco es caracterizado tanto por picos como por valles [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981]. Existen estrategias para combatir los problemas de ruido aditivo: usando un estimador espectral ARMA, filtrar los datos para eliminar el ruido o utilizar un modelo AR de orden alto. Cada enfoque tiene desventajas es decir: el procesamiento de un modelo ARMA es complicado y se requiere de dos órdenes, el filtrado confía en tener conocimiento de la estructura del ruido. La mayor desventaja del modelado paramétrico y en particular el uso de modelos AR, es que la elección del orden del modelo tiene un gran efecto en la calidad de la representación de la señal. Si el orden del modelo es muy grande, esto puede provocar una línea espectral partida. Esto es, en un espacio cercano aparecen dos picos en el espectro donde solamente debería haber uno. El espectro partido es particularmente probable que ocurra si la relación señal-ruido es alta o si el número de coeficientes AR estimados es una proporción grande de la longitud de la señal [FOUGERE ET AL 1976]. Si el orden es demasiado bajo, entonces las características del espectro serán suavizadas o con resonancia [MARCHANT B. P. 2003].

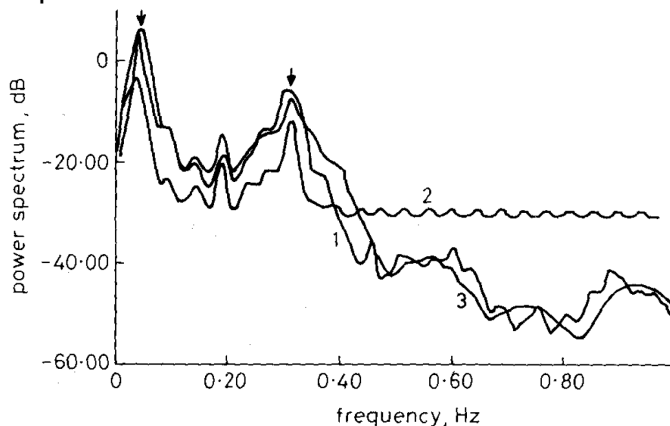
Son pocos los trabajos que mencionan el orden del modelo y el criterio que utilizan para la estimación paramétrica tanto en el estómago [MORAES EDER R. ET. AL, 2003; CHEN J. ET. AL, 1990] como en el intestino [MORENO-VAZQUEZ J. J. ET. AL, 2003; BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995; SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980].

En un estudio con señales gástricas se realizó la comparación entre un ARMA adaptativo y la FFT con señales simuladas: en la primera simulación con dos senoides en 0.1 y 0.2 Hz respectivamente con una SNR 17 dB los órdenes del método adaptativo ARMA fueron  $p = 30$  y  $q = 20$ . El resultado se muestra en la figura 3-11a, la comparación de los espectros determina que el ARMA adaptativo produce resolución más alta. Otra prueba realizada fue acercando más las frecuencias de las dos senoidales a 0.1 Hz y 0.11 Hz respectivamente. En la figura 3-11b se muestra el resultado, puede observarse que con el método del periodograma es difícil distinguir el espectro de las dos senoidales; sin embargo, con el ARMA adaptativo los dos espectros son perfectamente separados [CHEN J. ET. AL, 1990].



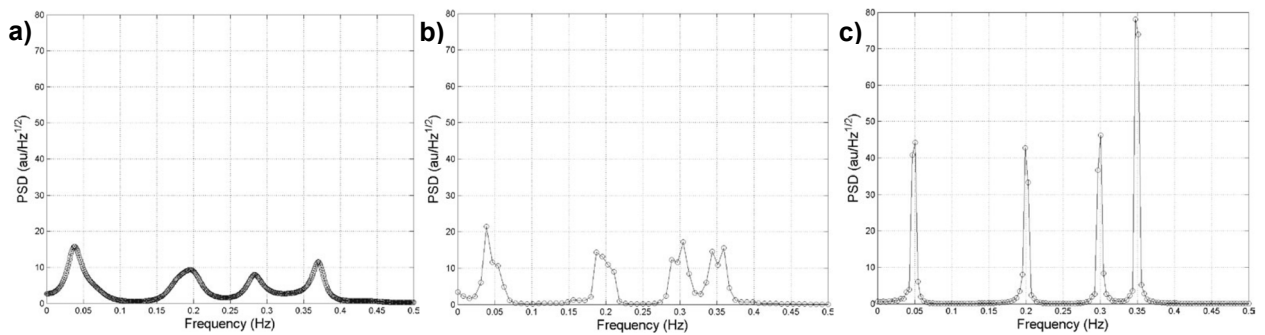
**Figura 3-11.** Comparación del desempeño entre el periodograma y el ARMA adaptativo, Curva 1: PSD estimado por el periodograma. Curva 2: PSD estimado por el método adaptativo [CHEN J. ET. AL, 1990].

Posteriormente se aplicó sobre la señal del EGG ambos métodos. El resultado se muestra en la figura 3-12. La curva 1 es la PSD calculada con la FFT, donde el primer pico de la izquierda muestra la frecuencia de la señal gástrica (0.05 Hz) y el segundo pico de la derecha muestra la frecuencia del artefacto respiratorio (en torno a 0.3 Hz). La curva 2 es la PSD calculada por el método AR adaptativo y la curva 3 es el método ARMA adaptativo. Se puede observar que la PSD obtenida con el método ARMA adaptativo es muy similar al obtenido con la FFT. Pero la PSD calculada con el AR adaptativo no provee información completa acerca de las diferentes frecuencias solo de los picos principales.



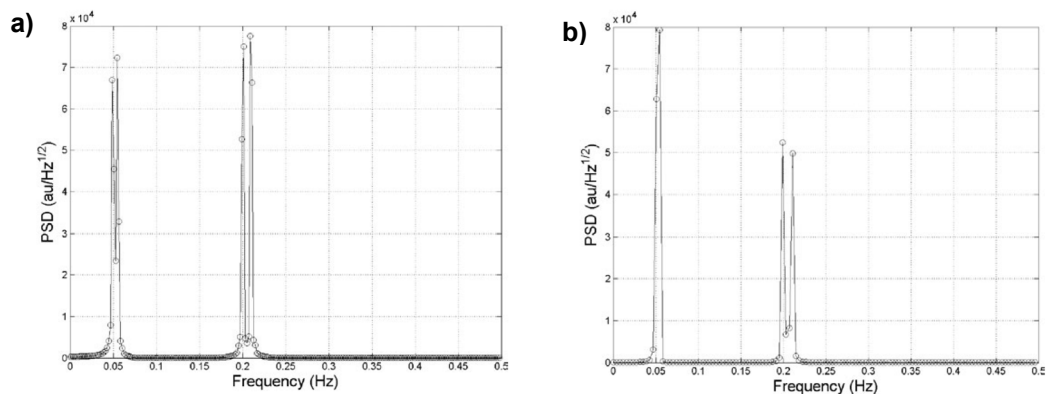
**Figura 3-12.** Análisis espectral de potencia de una señal de EGG con tres métodos diferentes. Curva 1: FFT; curva 2 respuesta de AR adaptativo ( $p = 50$ ,  $q = 0$ ); curva 3: respuesta del ARMA adaptativo ( $p = 50$ ,  $q = 10$ ) [CHEN J. ET. AL, 1990].

Otros autores [MORAES EDER R. ET. AL, 2003], realizaron un estudio similar al realizado por Chen [CHEN J. ET. AL, 1990], para evaluar la resolución en el dominio de la frecuencia del espectro estimado por AR, generando una señal que simulara la actividad eléctrica gástrica de amplitud constante conteniendo diferentes frecuencias. Esta señal se analizó con diferentes órdenes y cantidad de puntos de frecuencia. La figura 3-13 muestra la PSD obtenida para la señal simulada. El eje vertical presenta unidades arbitrarias de la amplitud de la señal normalizada por la raíz cuadrada de la frecuencia. La figura 3-13a, muestra una atenuación en la señal, aumentando el orden se obtienen las componentes de frecuencia pero también aparecen picos no deseados el espectro (Figura 3-13b), finalmente cuando se utiliza un orden elevado AR y así mismo un número de puntos de frecuencia, es posible obtener las componentes de la señal simulada sin la existencia de picos no deseados (Figura 3-13c).



**Figura 3-13.** Densidad espectral de potencia (PSD) determinada por el análisis autoregresivo para diferentes números de puntos de frecuencia y orden: **a)** 1024 puntos, orden 32, **b)** 128 puntos, orden 64, **c)** 256 puntos, orden 256 [MORAES EDER R. ET. AL, 2003].

Para comparar la resolución de frecuencia del método AR y la FFT, los espectros los calcularon para una señal simulada conteniendo diferentes frecuencia. En la figura 3-14, se muestra una selección de datos de 512 puntos. El orden empleado para AR fue de 512. En el espectro AR pueden distinguir los picos de dos frecuencias muy cercanas (0.05 y 0.055), mientras que la FFT no las puede separar.

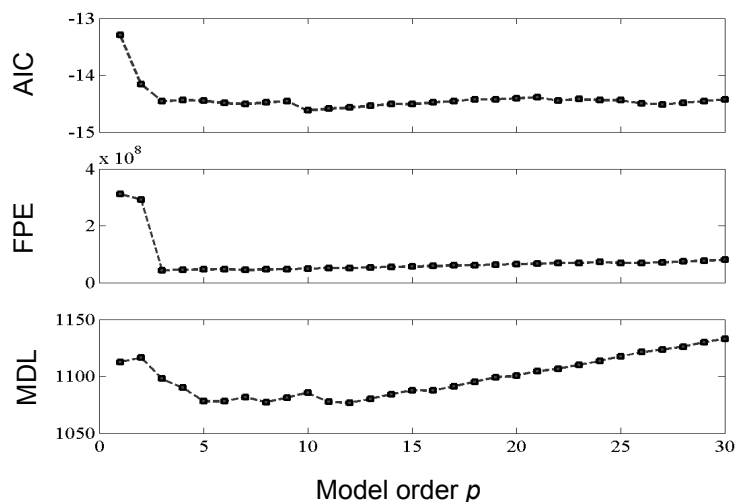


**Figura 3-14.** Comparación de la resolución de frecuencia en el espectro obtenida con: **a)** la estimación AR y **b)** la FFT [Moraes Eder R. et. al, 2003].

Por otra parte, se han realizado estudios en el intestino delgado donde el grado de complejidad del modelo AR es indicado por el orden, el cual es relacionado al número de componentes de frecuencia a la cual el modelo va a detectar. Para la mayoría de señales gastrointestinales, un orden 20 ha resultado suficiente para el modelo AR detectando múltiples componentes rítmicas teniendo en cuenta el contenido del ruido de fondo en la señal. Incrementando el orden del modelo se tiene la desventaja que se obtienen bastantes detalles dados para las componentes de ruido de baja amplitud [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980]. No obstante, en la detección de isquemia se empleó un modelo AR con un orden 80 para estimar 20 segundos de señal para adecuar la resolución con los intervalos cortos de muestras. El método MUSIC fue evaluado con un subespacio de señal de rango 3 y un subespacio de ruido de rango 97, muestra un solo pico entorno a 12 cpm. EL método MUSIC es más complicado porque involucra una descomposición de valores singulares. Teóricamente presentan una resolución de frecuencia más alta. [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995]. Reduciendo la razón de muestreo permite una disminución del orden AR, dando por resultado un procesamiento más rápido y eficiente con poca pérdida de exactitud, debido a que el análisis de AR permite la resolución adecuada de la frecuencia con intervalos de datos

cortos [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995], la naturaleza no estacionaria de la frecuencia del BER puede ser claramente evaluada [SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999C; CHEN J. ET. AL, 1993B].

En un estudio realizado para identificar la OL de la actividad mioeléctrica del intestino delgado registrada en la superficie abdominal, se empleó la estimación espectral autoregresiva [MORENO-VAZQUEZ J. J. ET. AL, 2003]. Tres métodos para obtener el orden óptimo fueron aplicados a una señal de un minuto: AIC, FPE y MDL. El resultado mostró que tanto AIC como FPE no mostraron diferencia significativa y se determinó que pueden ser usados para obtener el orden, sin embargo, se empleó el criterio de AIC obteniéndose un orden de 10. La figura 3-15 muestra la respuesta de los criterios evaluados para un minuto de registro.



**Figura 3-15.** Ejemplo de comparación del comportamiento de los criterios AIC, FPE, MDL para un segmento de 1 minuto de la señal del EEnG.

### 3.3.6 Función de coherencia

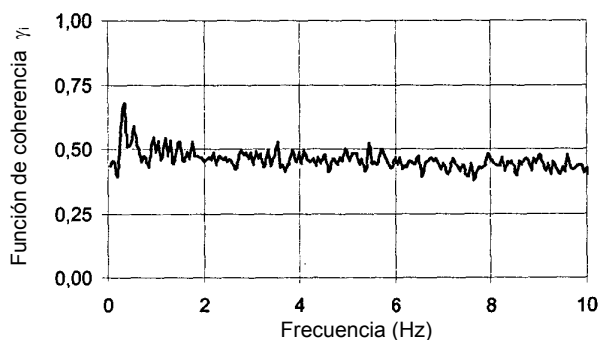
La función de coherencia ha sido usada en una variedad de áreas de aplicación tales como geofísica, sonar, radar y biomedicina [GREWAL M. ET. AL, 1988], para la detección de señales [KUHN J., KUHN J. 1978; CARTER G., CARTER G. 1977] y en la medición de la relación señal ruido o la linealidad entre dos procesos [BENDAT J.S., PIERSOL A.G. 2000; CHAN Y., PARKS D. 1982; CARTER G. ET. AL, 1975]. Aun cuando la coherencia es capaz de detectar solamente interacciones lineales, ésta es considerada una importante herramienta para identificación de sistemas y/o fuente de identificación de estudios en diferentes sistemas biológicos [CHALLIS R., KITNEY R. 1991]. Esta función proporciona un método en el dominio de la frecuencia, que por definición es una medida de la dependencia o asociación lineal entre dos (o más) señales o entre dos series temporales en el amplio sentido estacionario [CADZOW J. ET. AL, 1987]. Por lo tanto, puede determinarse la interrelación entre dos señales medidas en diferentes lugares [WHITING S. ET. AL, 1989; LUGANNANI R., LUGANNANI R. 1981] cuantificándose la correlación entre los procesos aleatorios en el dominio de la frecuencia, este valor (en el rango de 0 a 1) determina la cantidad de acoplamiento lineal entre los procesos [FAES L. ET. AL, 2001; BENDAT J.S., PIERSOL A.G. 2000]. La función puede perturbarse por tres efectos que pueden causar que la función de coherencia tomen un valor menor que la unidad: la no linealidad del sistema bajo prueba, ruido de entrada - salida y entradas secundarias, tales como interferencias externas [PATTON R. J. ET. AL, 1991].

La función de coherencia entre dos procesos aleatorios estacionarios se obtiene mediante el espectro cruzado dividido por el cuadrado del producto de los dos autoespectros de los procesos aleatorios. Por lo tanto, el cálculo de la función de coherencia confía primordialmente en la estimación del espectro cruzado y el autoespectro de las funciones de densidad [BRUSHE GARY D., WALLER JEREMY R. 2001; GREWAL M. ET. AL, 1988; LUGANNANI R., LUGANNANI R. 1981].

Las primeras evaluaciones de la estimación de la función de coherencia estaban basadas en la transformada de Fourier, mediante el uso del periodograma para encontrar el espectro requerido. El método consiste en obtener dos series de tiempo finitas del proceso aleatorio en estudio. Cada serie de tiempo es particionada en longitudes de segmento iguales y muestras de puntos de datos igualmente espaciados. Los segmentos pueden ser solapados o no consecutivos, mientras que las muestras de cada uno de los segmentos son multiplicados por una función ponderada, realizándose la FFT de la secuencia de puntos ponderados. Entonces los coeficientes de Fourier para cada uno de los segmentos ponderados son usados para estimar el auto espectro y espectro cruzado de potencia de las densidades espectrales [CARTER G. ET. AL, 1973]. Así la FFT es un método relativamente más simple de entender e implementar, pero la respuesta espectral de potencia obtenida causa que la estimación de coherencia contenga una elevada varianza y pobre resolución debido a la cantidad finita de datos [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; CARTER G. ET. AL, 1973]. Aunque esta desventaja del método puede compensarse con el incremento de la longitud de datos. Sin embargo los registros de datos de larga duración en la práctica son difíciles de obtener. Por lo tanto, se requiere de un estimador de coherencia que proporcione una función de coherencia con elevada resolución de frecuencia usando pequeñas cantidades de datos. Esta necesidad, puede satisfacerse con un modelo paramétrico, los cuales ya han sido ensayados para la estimación espectral de potencia [GREWAL M. ET. AL, 1988]. La comparación entre el periodograma y el ARMA, ha mostrado que el método paramétrico tiene ventaja, puesto que la solución puede realizarse de manera recursiva y adaptativa lográndose una varianza y sesgo más pequeños [CHAN Y. ET. AL, 1983; CHAN Y., PARKS D. 1982].

La función de coherencia en el campo médico, ha sido usada ampliamente en el campo de la neurociencia, en el análisis del electroencefalograma (EEG) para estudiar la asimetría del cerebro, localización del centro epiléptico y la interrelación entre la actividad cortical y talámica medidas en diferentes zonas del cerebro [WHITING S. ET. AL, 1989; GREWAL M. ET. AL, 1988]. También se ha utilizado en estudios del corazón [SIERRA G. ET. AL, 1996] y en menor medida en el útero [MANSOUR S. ET. AL, 1991] y en el intestino delgado [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001]. En trabajos realizados, se ha mostrado el efecto que tiene la longitud del segmento de datos en la exactitud de magnitud de la coherencia, como un método capaz para discriminar taquicardias ventriculares cuando se aplica a electrogramas en modelos de perros [SIERRA G. ET. AL, 1996]. En esta evaluación, la función de coherencia fue estimada usando 4 diferentes segmentos de longitud; 128, 256, 512 y 1024 muestras. La exactitud más alta (93.1%), fue obtenida con el segmento de longitud de 1024 muestras y la más baja (84.3%) con la longitud de segmento de 128 muestras. La longitud del segmento de datos influye en la resolución y debe ser tomado en consideración para resultados más fiables. Por otra parte, en órganos similares tales como el útero de monos se ha estudiado y probado la relación que existe entre registros internos y externos de la actividad eléctrica uterina, usando la función de coherencia para determinar la banda de frecuencia donde dos señales son mejor correlacionadas; mostrándose que la correlación solo existe cuando se reducen las señales en presencia o ausencia de eventos [MANSOUR S. ET. AL, 1991].

Son pocos los trabajos que emplean la función de coherencia para evaluar los registros del EEnG [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001]. En estos se lleva a cabo un estudio de los registros bioeléctricos abdominales (externos e internos) y la relación señal-ruido en perros de la raza beagle. Para ello colocaron electrodos bipolares a lo largo del intestino delgado. Sin embargo, solo muestran resultados de la posición yeyunal (70 cm del ángulo duodeno-yeyunal). La figura 3-16, muestra la función de coherencia calculada mediante el periodograma para una de las sesiones de registro. Puede apreciarse que la coherencia está por debajo de 0.5 en todos los casos cuando la frecuencia es mayor a 2 Hz. Sin embargo, en frecuencias bajas el valor de coherencia se incrementa en un valor máximo de 0.68 en la frecuencia de 0.3 Hz. Se percató que no existe una frecuencia exacta asociada con una correlación máxima entre las señales internas y externas, estando un máximo relativo siempre entre 0.30 y 0.35 Hz, presentando una alta correlación en el dominio espectral entre ambas señales (externa e internas), y apoyan la opinión de otros autores que la actividad mioeléctrica del intestino delgado puede registrarse desde la superficie abdominal [RICHARDS W. O. ET. AL, 1996; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993].

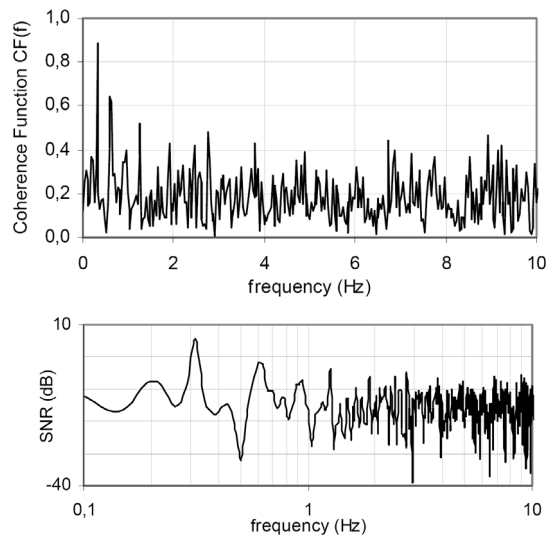


**Figura 3-16. a)** Función de coherencia estimada con 210 ventanas independientes (20 seg) entre las actividades de la señal interna y externa [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001].

En otro estudio [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006], el análisis fue limitado solo a la fase II del CMMI. La función de coherencia, fue estimada con el periodograma en periodos de 15 minutos. La SNR fue calculada a partir de la estimación de coherencia de cada sesión de registros.

La figura 3-17a, muestra el resultado de la evaluación de la función de coherencia de una sesión. El valor del pico en 0.31 Hz corresponde a un valor de coherencia máximo de 0.88, el cual implica que la onda lenta registrada de la pared abdominal está altamente relacionada con la onda lenta interna. Además, en la figura 3-17b puede apreciarse la SNR obtenida de la función de coherencia donde el valor del pico es de 5.8 dB en la frecuencia de la onda lenta del EEnG. La evaluación de la relación señal-ruido (SNR) mostró que la onda lenta es la parte más fuerte de la señal del EEnG y que puede observarse en el registro de superficie externo. Sin embargo, la SNR en el rango de frecuencia de los SB (arriba de 2 Hz) es muy pobre, con valores por debajo de cero, lo cual implica que el ruido y las interferencias en este rango de frecuencias son más fuertes que la señal deseada. Los autores concluyen que la energía de la onda lenta del EEnG, la cual es omnipresente en la señal interna, está fuertemente reflejada en la señal adquirida en la superficie abdominal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006]. Sin embargo, el rango de frecuencias para la actividad de los SB está más contaminado con ruido y otras interferencias biológicas.





**Figura 3-17.** a) Función de coherencia estimada de señales internas y externas, b) Relación señal-ruido calculada de la función de coherencia precedente [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006].

De acuerdo a lo anterior, puede determinarse que la función de coherencia es una buena opción para localizar la relación lineal entre dos bioseñales, pero la mayoría de los trabajos realizados, utilizan el método de estimación espectral del periodograma, por lo que, una buena alternativa sería la de emplear en la función de coherencia el autoespectro y espectro cruzado de las señales mioeléctricas estimados con métodos paramétricos y aprovechar las características de ambas técnicas para detectar la frecuencia de la onda lenta en la superficie abdominal y el punto interno, con el cual presente más correlación en el dominio de la frecuencia.



---

# Capítulo 2

---

*Justificación  
y  
objetivos*

---



---

## 4. Justificación y objetivos

---

### 4.1 Justificación

La gastroenterología tiene un papel fundamental en la atención médica ya que las afecciones en esta área son sumamente frecuentes. La sobrecarga de pruebas analíticas debido a un mal seguimiento clínico médico y la exploración producen molestias, riesgos al enfermo y alarga el periodo de estudio encareciendo con ello el servicio médico. Los síntomas gastrointestinales son variados y dispersos porque el sistema digestivo puede verse afectado de diferentes formas, presentándose algún tipo de disfunción en la motilidad intestinal y que en algunos casos puede causar molestias abdominales. Las anormalidades del tracto gastrointestinal representan algún tipo de patología importante que pueden afectar a otros órganos. Los cambios en la actividad del intestino delgado y grueso se evidencian en gran parte por la disminución de la motilidad y el decremento en el tiempo de tránsito. Se han tratado de encontrar soluciones a través de análisis realizados al tracto digestivo, desde estudios con medios de contraste del intestino, analítica, scanners, endoscopías y otras. Sin embargo, la fisiología de la motilidad del intestino delgado ha sido revisada con particular enfoque en los patrones de motilidad. Aunque el diagnóstico de una enfermedad específica no puede ser realizado por estudios de motilidad del intestino delgado, la integridad funcional sí que puede observarse.

La mayoría de los síntomas o desórdenes clínicos relacionados a la dismotilidad del intestino delgado son: el íleo paralítico, pseudo obstrucción, crecimiento bacteriano y el síndrome de intestino irritable (IBS). Incluso enfermedades como la peritonitis es asociada clínicamente con el íleo paralítico, debido a que se tienen cambios en las fases del complejo motor migratorio. También la isquemia mesentérica causa que la frecuencia y amplitud de la onda lenta disminuyan. La enfermedad y mortalidad severa

de la isquemia mesentérica es en gran parte a los diagnósticos tardíos. La detección de la isquemia mesentérica es uno de los diagnósticos más difíciles de realizar que suponen un reto y a menudo requieren procedimientos de diagnóstico invasivos, tales como angiografía (poseen riesgos inherentes) o laparotomía. La disritmia mioeléctrica intestinal está asociada con los desórdenes motores intestinales, por ejemplo la distensión duodenal induce disritmia intestinal causando un decremento en la frecuencia dominante de las ondas lentas intestinales e incrementa la variabilidad de la misma. Es conocido que anomalías en la frecuencia de las ondas lentas intestinales están asociadas con el decremento de la motilidad intestinal, esta actividad mioeléctrica intestinal disrítica lleva a una carencia de contracciones intestinales coordinadas o peristaltismo. La monitorización de la frecuencia de la onda lenta ayudaría en el diagnóstico de muchas de estas patologías.

Hoy en día, existe un gran número de técnicas (apartado 2) para determinar los desórdenes del sistema digestivo aceptadas para uso clínico, desde tradicionales como la manometría, (apartado 2.3.1) hasta la más moderna como la cápsula endoscópica (apartado 2.3.3). Sin embargo, además de presentar diversas limitaciones, ambos métodos son seminvasivos. Por otra parte, las técnicas mioeléctricas han sido validadas y pueden considerarse como método para monitorizar la motilidad intestinal. Así, los registros mioeléctricos intestinales (apartado 2.4.4) ofrecen una alternativa a las técnicas manométricas, puesto que las señales son obtenidas de los electrodos implantados sobre la serosa intestinal, obteniéndose una señal denominada electroenterograma (EEnG). Sin embargo es necesaria la cirugía para implantar los electrodos, lo que restringe su aplicación para uso clínico debido a su carácter invasivo.

Actualmente se lleva a cabo el registro de las señales electrofisiológicas en superficie corporal; pero esta técnica se ha empleado más en la monitorización de la actividad cardíaca y cerebral. Muchos investigadores en la última década 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 EEnG obtenido en la superficie abdominal a través de electrodos de contacto, puede ser una excelente alternativa para el uso en el diagnóstico clínico. Se evitaría exponer al paciente en situaciones de invasividad o semi-invasividad

Existen estudios que han demostrado la utilidad de la aplicación de técnicas no paramétricas de estimación espectral para estudiar la distribución de la energía asociada a las distintas componentes intestinales, pero tenían por objetivo cuantificar la componente asociada a la actividad mecánica. Sin embargo, para monitorizar el ritmo eléctrico basal del EEnG, las técnicas espectrales paramétricas son más adecuadas puesto que permiten determinar la frecuencia de dicha actividad de baja frecuencia con una mejor resolución espectral. Además de técnicas tradicionales como AR y ARMA (3.3.2), otros métodos considerados como paramétricos tales como Prony (apartado 3.3.3) y MUSIC (apartado 3.3.4), a pesar de presentar excelentes prestaciones, no han sido empleados sobre señales como el EEnG. Por lo tanto, estos métodos pueden ser utilizados para detectar componentes frecuenciales, como la onda lenta intestinal en la superficie abdominal y posibles artefactos como la respiración.

Además, resulta interesante analizar la relación existente entre los espectros de las señales registradas interna y externamente y estudiar el posible efecto de las capas abdominales y la presencia de interferencias en este rango de bajas frecuencias. Para ello, resulta conveniente el empleo de estimadores de la función de coherencia con este tipo de técnicas de alta resolución espectral. Sin embargo, no se

han encontrado muchos estudios en los que la estimación de la función de coherencia se realice mediante este tipo de técnicas, la inmensa mayoría están basadas en el periodograma. En el caso de técnicas como MUSIC son especialmente escasos los estudios sobre aplicaciones biomédicas.

## 4.2 Objetivos

### 4.2.1 Objetivos generales

- ① *Detectar la actividad marcapasos intestinal y caracterizar el ritmo eléctrico básico en el registro del EEnG en superficie externa abdominal.*
- ② *Estudiar la relación existente entre los espectros de las señales de EEnG registrados interna y externamente.*

### 4.2.2 Objetivos específicos

- ① Determinar, entre distintas técnicas y órdenes, el estimador más adecuado para obtener la distribución espectral de potencia del EEnG en el rango de la onda lenta.
- ② Definir parámetros que caractericen el ritmo básico intestinal en base a la señal del EEnG tanto interna como externa y comparar los resultados derivados de las diferentes técnicas de estimación espectral
- ③ Buscar patrones de la evolución temporal del ritmo básico intestinal y estudiar su relación con la actividad contráctil.
- ④ Desarrollar estimadores paramétricos de la función de coherencia y valorarlos sobre sistemas deterministas y sobre señales simuladas.
- ⑤ Definir y comparar indicadores que caractericen el comportamiento de los estimadores de la función de coherencia obtenidos mediante técnicas paramétricas frente a las técnicas no paramétricas.
- ⑥ Evaluar la función de coherencia entre señales reales del EEnG de superficie y del EEnG interno y estimar el tramo de intestino que se registra en superficie externa abdominal.





---

# Capítulo 3

---

*Material  
y  
métodos*

---



---

## 5. Material

---

### 5.1 Los animales

El Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica de Valencia junto con el Hospital Universitario La Fe han trabajado desarrollando técnicas y protocolos para extraer la información necesaria de la superficie abdominal y del intestino delgado de animales. La información obtenida fue procesada en el Instituto Universitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada en el ser Humano (i3bh). El centro cumple con una serie de prestaciones que le permite realizar pruebas con animales vivos, bajo las normas internacionales y los acuerdos del Consejo de Europa sobre experimentación animal aplicada, recogidos en la Directiva 86/609/CEE y regulados en España por el Real Decreto 223/1988, de 14 de marzo, sobre protección de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos, estando bajo la supervisión de un veterinario, de acuerdo con las directrices de la Comunidad Económica Europea.

Para la obtener los registros utilizados en el presente estudio se intervinieron quirúrgicamente un total de 7 perros, de raza Beagle (Figura 5-1) de edad adulta (14 y 18 meses), con peso comprendido entre los 11 y 16 Kg. Todos los procedimientos se realizaron en condiciones de salud de los animales, encontrándose éstos conscientes durante las sesiones de registro. Esta raza se utiliza en experimentación animal por su sencilla estabulación.

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



**Figura 5-1.** Fotografía de un perro raza Beagle de edad adulta.

### 5.1.1 Instalaciones para 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®, 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 Veterinaria del Centro de Investigaciones del Hospital La Fe de Valencia.

### 5.1.2 Jaula de registro para estancia

Durante el periodo de registro el animal era trasladado a la habitación donde se encontraba el sistema de adquisición de datos. El animal se sitúa en una jaula metálica (Figura 5-2) 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).

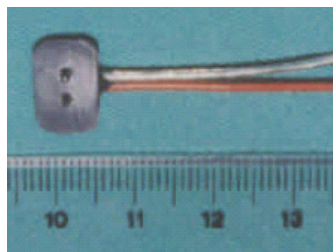


**Figura 5-2.** Perro Beagle de 13 Kg en la jaula durante una sesión de registro.

## 5.2 Dispositivos de medición

### 5.2.1 Electrodo de registro de señal interna

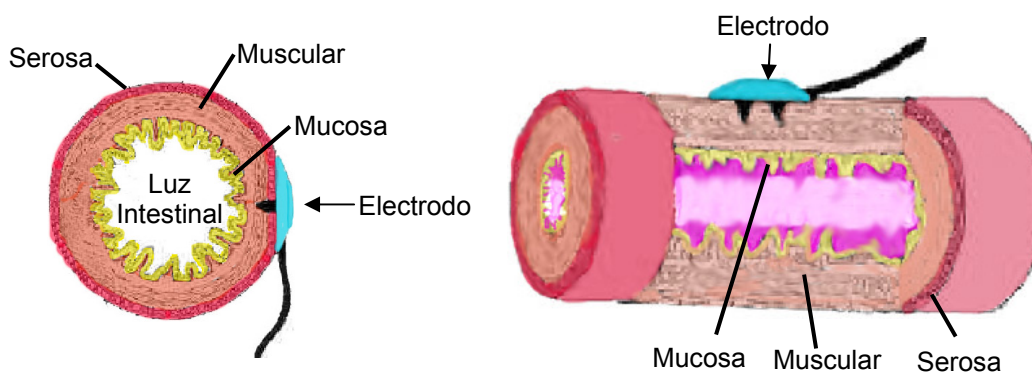
En la figura 5-3 se muestra uno de los electrodos utilizados para el registro de la señal eléctrica interna del intestino delgado en perro, estos electrodos son bipolares fueron empleados por el grupo de investigación para contrastar la relación entre la señal mioeléctrica intestinal y la señal de presión [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 1998]; presentando menos interferencia y artefactos que los registros monopolares.



**Figura 5-3.** Fotografía de un electrodo bipolar empleado para el registro de la señal eléctrica de la serosa intestinal.

El electrodo consiste de una placa de teflón rectangular, de 12 mm x 8 mm, y un espesor de 1 mm. En los cuatro ángulos de la placa existen pequeños orificios a través de los cuales se fija a la serosa de la pared intestinal, mediante puntos de sutura fina (seda4/0).

Este electrodo bipolar está formado por dos agujas finas de Ag-AgCl que emergen del centro de la placa, y que tienen una forma cilíndrica de 2 mm de longitud y 1 mm de diámetro, que hacen la función de electrodos al fijarse a la capa muscular como se muestra en la figura 5-4.



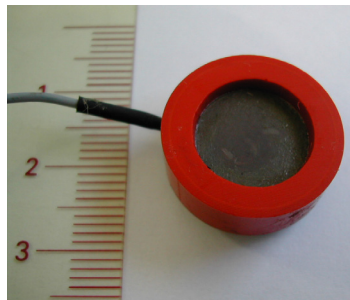
**Figura 5-4.** Ubicación del electrodo bipolar en la pared intestinal.

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.

La localización de los electrodos empleado a través de la pared intestinal fue la siguiente: duodeno, ángulo de Treitz, a 45 cm del ángulo de Treitz (yeyuno), a 90 cm del ángulo de Treitz, a 135 cm del ángulo de Treitz y en el íleon.

### 5.2.2 Electrodo de registro de señal en superficie

El registro de superficie, al igual que el interno, es bipolar para reducir interferencias. Para los registros externos se emplean dos electrodos monopolares de contacto como el de la Figura 5-5. Se trata de un electrodo de Ag-AgCl con un diámetro exterior de 12.5 mm, 8 mm de diámetro captación y 6 mm de altura. Cada electrodo está soldado a un cable apantallado de 1.5 m de longitud. Durante las sesiones de registro, se conectan a los amplificadores tanto los cables de señal como los de pantalla.



**Figura 5-5.** Electrodo monopolar empleado para el registro del EEnG en la superficie abdominal.

### 5.2.3 Electrodo de referencia a tierra

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 Sistema de amplificación y adquisición de datos

### 5.3.1 Amplificación de la señal mioeléctrica

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

Los amplificadores permiten distintos parámetros de filtrado y ganancia. Según la bibliografía revisada [FLATT Y SUMMERS, 1987] y los trabajos previos de este grupo, los potenciales de acción rápidos (SB) no superan la frecuencia de 30 Hz [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Así pues, todas las señales se filtrarán paso bajo con un corte superior en 35 Hz. Por otro lado, las ondas lentas en el íleon, donde la frecuencia de repetición es más baja, tienen una frecuencia aproximada de 12 ondas por minuto, lo que supone 0.2 Hz [MARTINEZ-DE-JUAN, 1998]. Se selecciona un filtro de continua para todas las señales con la frecuencia de corte inferior en 0.05 Hz.

En la ficha de cada sesión de registro fue anotada la ganancia asociada a cada señal para ser tenida en cuenta en los análisis posteriores. 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.

### 5.3.2 Sistema general de adquisición y análisis de datos

La captación de datos se realizó mediante una tarjeta de adquisición de datos insertada en un ordenador y que es controlada por un entorno de programación de LabVIEW<sup>®</sup>, bajo el cual el sistema de adquisición de datos fue desarrollado. La tarjeta y el programa son desarrollados por National Instruments<sup>®</sup>. La tarjeta modelo PCI6023-E de National Instrument<sup>®</sup>, puede adquirir 16 entradas analógicas con 12 bits de resolución. 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. Cabe aclarar que el procesamiento de los datos no se realizó en tiempo real, puesto que una vez adquiridos los datos, el procesamiento de la señal se llevó a cabo en otro ordenador.

Por otra parte, 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. En las primeras pruebas de registro se observa la menor amplitud de la señal registrada en la superficie abdominal. Por lo tanto, el rango de la tarjeta para el canal de superficie se fijó en  $\pm 5V$  lo cual supone una ganancia de 10 en el amplificador de entrada del correspondiente canal de la tarjeta de adquisición. Con esto, se trabaja al máximo rango posible, lo cual es fundamental para conseguir la resolución máxima. En cuanto a la frecuencia de muestreo los 200kS/s superan sobradamente la frecuencia necesaria para la adquisición de los 8 canales cuya componente más rápida (SB) se extiende hasta 30 Hz.

En la figura 5-6, se muestra la disposición del equipo utilizado para la adquisición de la señal mioeléctrica intestinal interna y externa y la forma en la que se dispone el equipo de adquisición de datos en el animal cuando está listo para el registro de la señal mioeléctrica.

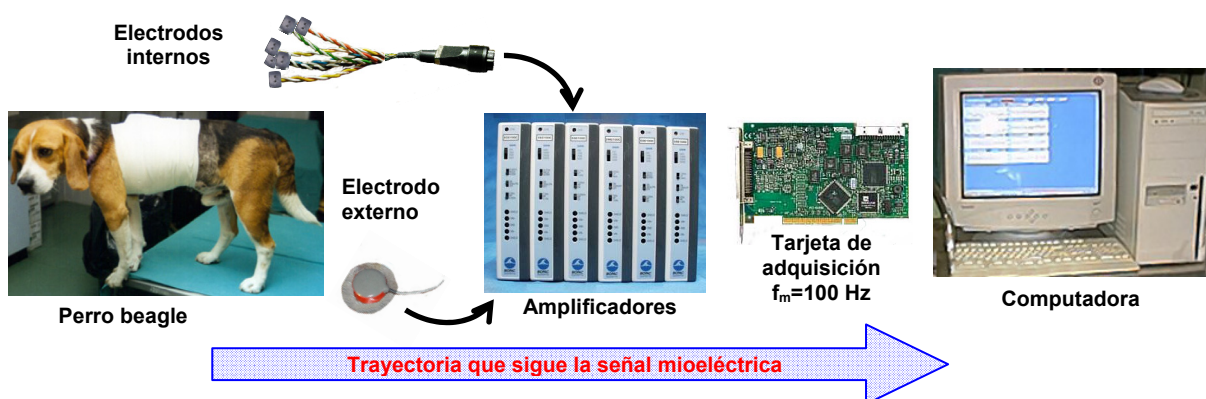


Figura 5-6. Diagrama a bloques del sistema de adquisición de datos reales en un perro beagle.





---

## 6. Métodos

---

### 6.1 Colocación de electrodos

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 mediante la colocación de electrodos en el abdomen.

#### 6.1.1 Implantación de electrodos internos

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

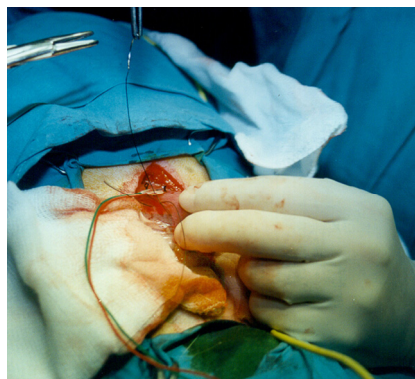
- **Técnicas anestésicas**

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 anestesia se realiza con gases anestésicos: 75% de protóxido de nitrógeno y 25% de oxígeno, añadiendo flutano al 1.5% en el vaporizador.

- **Técnicas quirúrgicas**

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 disecciona 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 6 electrodos (ver Figura 6-1) en los siguientes puntos de la serosa intestinal: duodeno (7 cm. distal del píloro), ángulo de Treitz, tres distribuidos en el yeyuno (a 45, 90 y 135 cm distal con respecto al ángulo de Treitz), y en íleon terminal. La fijación de los electrodos a la serosa se realiza en el borde antimesentérico, con 4 puntos de Mersilene® 3/0 (Figura 6-2a). Los electrodos bipolares se sitúan en sentido longitudinal (Figura 6-2b) y con el positivo situado en la dirección oral, de acuerdo con los trabajos previos de este grupo [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL., 1998] y la bibliografía revisada [CRENNER ET AL., 1989, SZURSZEWski, 1969].



**Figura 6-1.** Colocación de los electrodos en el intestino delgado.

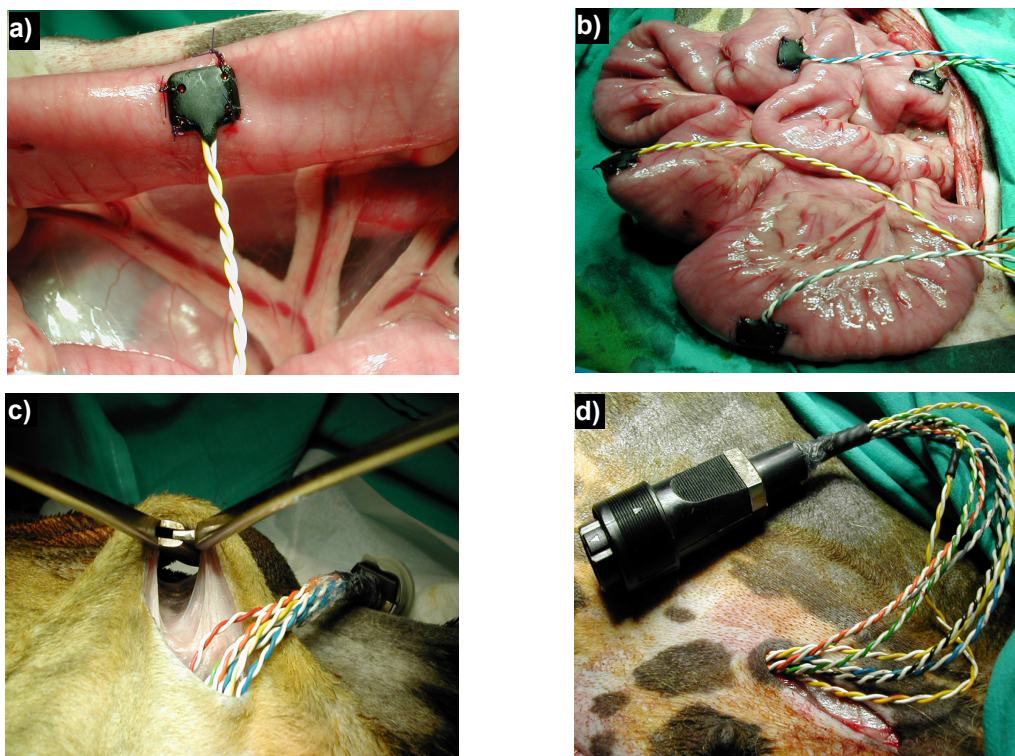
El electrodo situado en el punto intermedio del yeyuno se fija al interior de la pared abdominal para servir de referencia en el estudio de la señal de superficie. Para ello se sutura mediante 2 puntos de Mersilene® 3/0. Se sutura un punto adicional de Mersilene® 3/0 en la superficie exterior de la pared 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 contra incisión en el costado de la pared abdominal. Se cierra entonces la membrana peritoneal y se labra un túnel subcutáneo desde la contra incisión hasta la cruz del animal (Figura 6-2c). Por dicho túnel se pasan los cables con su conector exteriorizándolos en la cruz (Figura 6-2d). 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 contra incisión, y de la laparotomía. Mientras se revierte de la anestesia al animal, se le vinda cuidando especialmente de proteger los cables que emergían por la cruz (Figura 6-3).

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.



**Figura 6-2.** a) Fijación del electrodo, b) Ubicación de los electrodos a través de la pared intestinal, c) Túnel subcutáneo d) Extracción de los cables de los electrodos.

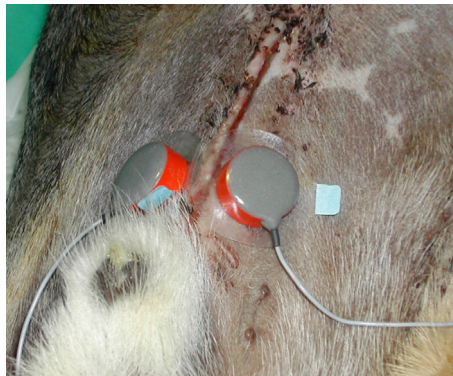


**Figura 6-3.** Vendaje del conector que emerge para evitar daños ocasionados por el ambiente o el perro.

### 6.1.2 Colocación del electrodo sobre la superficie abdominal

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.

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 (Figura 6-4).



**Figura 6-4.** Colocación de electrodo para el registro en superficie abdominal.

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 [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. 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 [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993].

## 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 Motor Migratorio Interdigestivo (CMMI).

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 de sesiones 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 CMMI, (ver apartado 1.3.3). Una vez que 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 de sesión de registro

Una vez que 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.

Por otra parte, terminada la adquisición se procede a almacenar los datos en un archivo en un soporte de almacenamiento 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 contraincisión, 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.

## 6.3 Adquisición y procesado de la señal del EEnG

El sistema de adquisición de datos recogerá 7 señales bioeléctricas; permitiendo simultáneamente su visualización y almacenado en disco duro del ordenador. La adquisición se realizará con un rango de tensión de  $\pm 0.5$  V para el canal de señal de superficie y  $\pm 5$  V para los canales de señales internas. Teniendo en cuenta que la componente rápida del EEnG (SB) se extiende hasta los 30 Hz de frecuencia y que el corte en frecuencia del filtrado paso-bajo analógico es de 35 Hz, se fija la frecuencia de muestreo en  $f_m = 100$  Hz.

Cada minuto de señales registrada se almacena en un fichero en formato binario en disco duro con un identificador de sesión y número de minuto. Además, para evitar la pérdida de información de la amplitud de la señal original, se almacena en la ficha de sesión la ganancia de la amplificación y el rango de salida de la 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, permitiendo representar en pantalla bloques de 10 segundos de datos de los 7 canales, lográndose tener una visión constante de la actividad intestinal para que el investigador mediante un simple análisis visual pueda realizar un breve informe de la motilidad (inicio de distintas fases, detectar artefactos debidos al movimiento del animal, y otros detalles relevantes). Asimismo, al almacenar los ficheros de los registros en segmentos de tiempo de un minuto, posteriormente pueden analizarse.

## 6.4 Análisis espectral del ritmo eléctrico básico del electroenterograma

El EEnG está compuesto por dos componentes que tienen una banda de frecuencia definida, para el ritmo eléctrico básico está concentrado entre 0.15 Hz y 2 Hz, mientras que la energía por encima de 2 Hz es asociada con la actividad de los potenciales rápidos [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000]. Se ha demostrado que ambas componentes pueden ser registradas en la superficie abdominal. Además, se han encontrado picos de energía espectral en torno a la frecuencia del ritmo eléctrico básico en 0.3 Hz (18 cpm) en superficie a nivel duodeno en perros [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997].

Los registros bioeléctricos en este trabajo se obtuvieron con una frecuencia de muestreo  $f_m = 100$  Hz. Cada minuto de la señal del EEnG registrado simultáneamente tanto en superficie como a nivel interno, fue filtrado digitalmente con un filtro paso bajo con frecuencia de corte fijada en 2 Hz, con la finalidad de analizar la señal en el rango de frecuencias de la energía de la onda lenta y reducir el efecto del “aliasing” [OPPENHEIM A. V., SCHAFER R. W., 1989; HAYKIN SIMON, BARRY VAN VEEN, 2001]. Posteriormente, se realiza un diezmado (factor de diezmado  $FD = 25$ ), obteniéndose una nueva frecuencia de muestreo  $f_m$  de 4 Hz. Después del remuestreado se realiza la estimación espectral de potencia de cada uno de los minutos de señal.

### 6.4.1 Métodos para el análisis espectral

Los métodos de análisis espectral son ampliamente utilizados para la obtener información en diferentes áreas de la bioingeniería. Por lo tanto, las señales del EEnG pueden estudiarse mediante estas técnicas para proporcionar información del ritmo eléctrico básico (BER) del intestino delgado. En este trabajo, la densidad espectral de potencia de la señal mioeléctrica es obtenida mediante la aplicación de métodos de análisis espectral paramétrico sobre ventanas de 1 minuto de duración. Este ancho de ventana podría no proporcionar suficiente resolución de frecuencia en el espectro con las técnicas no paramétricas. Además, no sería adecuado utilizar una ventana de mayor duración más muestras debido a que se entraría en conflicto con la no estacionariedad de la señal en la ventana de datos. Los métodos paramétricos son una alternativa en el análisis de segmentos de datos de corta duración proporcionando mejor resolución del espectro [KAY S. M. 1988; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; ROBINSON E. A. 1982].

Los estimadores espectrales dependen de la suposición que la señal es estacionaria o que al menos permanece estacionaria en una porción de ventana de tiempo. Aunque la señal del EEnG no es de naturaleza estacionaria, se asume que ésta permanece estacionaria en una ventana de análisis pequeña [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2004]. Por lo tanto, se evalúa la señal del EEnG con estimadores espectrales paramétricos autoregresivo (AR), autoregresivo de media móvil (ARMA), Prony y de clasificación de señales múltiples (MUSIC), para determinar cuál podría ser el más adecuado en la identificación de la frecuencia del ritmo eléctrico básico del EEnG, tanto externo como interno con segmento de datos pequeños (1 minuto). Para ello, primero se evaluaron las técnicas paramétricas sobre una señal simulada para determinar la relación entre el orden y la separación de los picos en las frecuencias conocidas (apartado 7.2). Después se emplearon técnicas para determinar el orden óptimo y la respuesta espectral de cada estimador paramétrico a partir de las señales del EEnG (apartado 7.3, 7.4).

- **Método de estimación AR**

El análisis autoregresivo (AR) modela la señal como la salida de un sistema lineal (ecuación (6-1)) conducido por ruido blanco de media cero y varianza  $\sigma^2$ .

$$x[n] = -\sum_{k=1}^p a_k x[n-k] + u[n] \quad (6-1)$$

donde  $x[n]$  es la serie temporal de la señal a evaluar,  $u[n]$  es el ruido blanco de media cero,  $a_k$  son los coeficiente AR y  $p$  es el orden del modelo autoregresivo.

Obteniendo una relación entre los parámetros del modelo AR y la función de correlación, se obtiene la ecuación (6-2), conocida como ecuación de Yule-Walker. Para resolverla se requiere seleccionar  $p$  ecuaciones para el caso de  $m > 0$  para obtener los coeficientes  $a[1], \dots, a[p]$ , los que proporcionarán a partir de la ecuación (6-2) para  $m=0$ , el valor de  $\sigma^2$ .

$$r_{xx}[m] = \begin{cases} -\sum_{k=1}^p a_k r_{xx}[m-k], & m > 0 \\ -\sum_{k=1}^p a_k r_{xx}[-k] + \sigma^2, & m = 0 \end{cases} \quad (6-2)$$

La ecuación (6-2) puede expresarse de forma matricial como se muestra en la ecuación (6-3) y se calcula mediante el algoritmo de Levinson-Durbin [KAY S. M. 1988].

$$\begin{bmatrix} r_{xx}[0] & r_{xx}[-1] & \dots & r_{xx}[-p] \\ r_{xx}[1] & r_{xx}[0] & \dots & r_{xx}[-(p-1)] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{xx}[p] & r_{xx}[p-1] & \dots & r_{xx}[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6-3)$$

La estimación de la varianza del ruido blanco es determinada por la ecuación (6-4).

$$\sigma^2 = r_{xx}[0] + \sum_{k=1}^p a_k r_{xx}[-k] \quad (6-4)$$

Así, la estimación de la densidad espectral de potencia del estimador AR para cada segmento de datos de un minuto es calculada por la ecuación (6-5).

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad (6-5)$$

- **Método de estimación ARMA**

Para analizar la señal del vector de datos empleados con el método autoregresivo de media móvil (ARMA), se utiliza un filtro lineal para describir el sistema, en el cual la entrada es ruido blanco, y la señal de salida tendrá una densidad espectral en función de las propiedades del filtro lineal. Las características de la señal de salida se puede determinar utilizando la regresión de la señal en sí misma. En este tipo de sistemas la entrada y la salida están relacionadas mediante la ecuación (6-6).

$$x[n] = -\sum_{k=1}^p a_k x[n-k] + \sum_{k=0}^q b_k u[n-k] \quad (6-6)$$

donde  $a_k$  son los coeficientes autoregresivos,  $b_k$  son los coeficientes de media móvil y  $u[n]$  es ruido blanco de varianza igual a  $\sigma^2$ , mientras que  $p$  y  $q$  son los órdenes del modelo ARMA. La ecuación (6-7) muestra la relación entre los parámetros del modelo ARMA y la función de autocorrelación [KAY S. M. 1988], conocidas como ecuaciones de Yule-Walker necesarias para calcular los coeficientes del modelo ARMA.

$$r_{xx}[m] = \begin{cases} -\sum_{k=1}^p a_k r_{xx}[m-k] + \sigma^2 \sum_{k=0}^{q-1} b_k r_{xx}[m-k] & m = 0, 1, \dots, q \\ -\sum_{k=1}^p a_k r_{xx}[m-k] & m \geq q+1 \end{cases} \quad (6-7)$$

Así, un método seguro es construir un conjunto de ecuaciones lineales y utilizar el método de mínimos cuadrados sobre ellas. Suponiendo que para una ARMA de orden  $p, q$ , la secuencia de autocorrelación puede estimarse con exactitud hasta un retardo  $M$ , donde  $M > p+q$ . Entonces la ecuación (6-7) puede expresarse matricialmente como un conjunto de ecuaciones lineales como se muestra en la ecuación (6-8).

$$\begin{bmatrix} r_{xx}[q] & r_{xx}[q-1] & \cdots & r_{xx}[q-p+1] \\ r_{xx}[q+1] & r_{xx}[q] & \cdots & r_{xx}[q-p+2] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{xx}[M-1] & r_{xx}[M-2] & \cdots & r_{xx}[M-p] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} r_{xx}[q+1] \\ r_{xx}[q+2] \\ \vdots \\ r_{xx}[M] \end{bmatrix} \quad (6-8)$$

De manera equivalente puede representarse como lo muestra la ecuación (6-9).

$$\mathbf{R}_{xx} \mathbf{a} = -\mathbf{r}_{xx} \quad (6-9)$$

Como  $\mathbf{R}_{xx}$  es de dimensión  $(M-q) \times p$  y  $M-q > p$  se utiliza el criterio de mínimos cuadrados para encontrar los parámetros del vector  $\mathbf{a}$ . El resultado de esta minimización es:

$$\mathbf{a} = -(\mathbf{R}_{xx}' \mathbf{R}_{xx})^{-1} \mathbf{R}_{xx}' \mathbf{r}_{xx} \quad (6-10)$$

Así la estimación del espectro de potencia del método ARMA se obtiene mediante la ecuación (6-11).

$$P_{ARMA}(f) = \frac{P_{MA}(f)}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a[k] e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad (6-11)$$

donde el dividendo es estimado de la densidad espectral de media móvil. Este método está basado en que la señal es obtenida mediante un filtrado del ruido blanco con un filtro todo cero [CADZOW J. A. 1982; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981]. La estimación del espectro MA se realiza mediante la reparametrización de la densidad espectral de potencia en términos de la función de autocorrelación. La estimación de la densidad espectral de potencia de MA de orden  $q$  es obtenida por la ecuación (6-12).

$$P_{MA}(f) = \sum_{k=-q}^q r_{xx}[k] e^{-j2\pi f k} \quad (6-12)$$

• **Método de Prony**

El método de Prony es una técnica que puede extraer las senoides o las señales exponenciales resolviendo un conjunto de ecuaciones lineales para los coeficientes de la ecuación recurrente que satisfagan a la señal [MARPLE S. L. 1987]. Para ello, partiendo de la función de transferencia de un sistema de tiempo discreto  $H(z)$  se tiene:

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \cdots + b_q z^{-q}}{1 + a_1 z^{-1} + \cdots + a_p z^{-p}} = \sum_{n=0}^{\infty} h[n] z^{-n} \quad (6-13)$$

donde  $H(z)$  es la transformada  $z$  de  $h[n]$ ,  $q$  es el número de ceros y  $p$  es el número de polos. Realizando la multiplicación cruzada del denominador con la salida de la función de transferencia, la ecuación (6-13) puede escribirse como:



$$B(z) = H(z)A(z) \quad (6-14)$$

La ecuación (6-14) es la transformada z de la convolución en tiempo discreto y puede expresarse como una multiplicación matricial, considerando  $h[n]=x[n]$  para  $n=0,1\dots N$ . se obtiene la ecuación (6-15), con lo que se obtiene un número infinito de ecuaciones de la señal.

$$\begin{bmatrix} b_0 \\ b_1 \\ \vdots \\ b_q \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x[0] & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ x[1] & x[0] & 0 & \ddots & 0 \\ x[2] & x[1] & x[0] & \ddots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ x[q] & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ x[N] & \cdots & \cdots & \cdots & x[N-p] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} \quad (6-15)$$

Para determinar  $a_p$  y  $b_q$ , se separa la matriz de la ecuación (6-15) en dos partes. Tomando la parte inferior se obtiene la ecuación (6-16).

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x[q+1] & x[q] & \cdots & x[q-p+1] \\ x[q+2] & x[q+1] & \ddots & x[q-p+2] \\ x[q+3] & x[q+2] & \ddots & x[q-p+3] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_p[1] \\ a_p[2] \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (6-16)$$

Expandiendo la ecuación (6-16) se obtiene:

$$-\begin{bmatrix} x[q+1] \\ x[q+2] \\ x[q+3] \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x[q] & x[q-1] & \cdots & x[q-p+1] \\ x[q+1] & x[q] & \ddots & x[q-p+2] \\ x[q+2] & x[q+1] & \ddots & x[q-p+3] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_p[1] \\ a_p[2] \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (6-17)$$

donde

$$\mathbf{x}_{q+1} = -\begin{bmatrix} x[q+1] \\ x[q+2] \\ x[q+3] \\ \vdots \end{bmatrix} \quad \mathbf{X}_q = \begin{bmatrix} x[q] & x[q-1] & \cdots & x[q-p+1] \\ x[q+1] & x[q] & \ddots & x[q-p+2] \\ x[q+2] & x[q+1] & \ddots & x[q-p+3] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix} \quad \mathbf{a}_p = \begin{bmatrix} 1 \\ a_p[1] \\ a_p[2] \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (6-18)$$

Resolviendo para  $\mathbf{a}_p$ , se obtienen el vector con coeficientes del denominador a través de la ecuación (6-19).

$$\mathbf{a}_p = (\mathbf{X}_q^H \mathbf{X}_q)^{-1} \mathbf{X}_q^H \mathbf{x}_{q+1} \quad (6-19)$$

Para determinar  $b_q$ , se sustituye  $\mathbf{a}_p$  en la separación superior de la matriz de la ecuación (6-15) obteniéndose la matriz de la ecuación (6-20).

$$\begin{bmatrix} b_q[0] \\ b_q[1] \\ b_q[2] \\ \vdots \\ b_q[q] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x[0] & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ x[1] & x[0] & 0 & \ddots & 0 \\ x[2] & x[1] & x[0] & \ddots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ x[q] & x[q-1] & x[q-2] & \cdots & x[q-p] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_p[1] \\ a_p[2] \\ \vdots \\ a_p[p] \end{bmatrix} \quad (6-20)$$

donde

$$\mathbf{b}_q = \begin{bmatrix} b_q[0] \\ b_q[1] \\ b_q[2] \\ \vdots \\ b_q[q] \end{bmatrix} \quad \mathbf{X}_0 = \begin{bmatrix} x[0] & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ x[1] & x[0] & 0 & \ddots & 0 \\ x[2] & x[1] & x[0] & \ddots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ x[q] & x[q-1] & x[q-2] & \cdots & x[q-p] \end{bmatrix} \quad \mathbf{a}_p = \begin{bmatrix} 1 \\ a_p[1] \\ a_p[2] \\ \vdots \\ a_p[p] \end{bmatrix} \quad (6-21)$$

Resolviendo para  $b_q$  la ecuación (6-20), el vector con los coeficientes del numerador se obtiene mediante la ecuación (6-22).

$$\mathbf{b}_q = \mathbf{X}_0 \mathbf{a}_p \quad (6-22)$$

Haciendo  $z = e^{j2\pi f}$  en la ecuación (6-13) y sustituyendo los valores de las ecuaciones (6-19) y (6-22) se obtiene la estimación del espectro del método Prony (ecuación (6-23)).

$$P_{Prony}(f) = \frac{\sum_{k=0}^q b_q[k] e^{-j2\pi f k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_p[k] e^{-j2\pi f k}} \quad (6-23)$$

• **Método de MUSIC**

El algoritmo MUSIC [SCHMIDT R. 1986] es un método que obtiene los subespacios de señal y ruido utilizando la descomposición propia de la matriz de correlación de la muestra y realiza la estimación espectral que utiliza la ortogonalidad entre los dos subespacios. El modelo de señal muestreada  $y[n]$ , cuya composición espectral se requiere estimar, corresponde a la combinación de  $p$  sinusoides complejas inmersas en ruido blanco aditivo, lo cual es representado por la ecuación (6-24).

$$y[n] = \sum_{k=1}^p A_k e^{-j(2\pi f_k n + \phi_k)} + u[n] \quad (6-24)$$

Así, un vector de  $M$  muestras  $\mathbf{y} = [y[n], \dots, y[n+M-1]]$  de la señal de ruido puede también escribirse como en la ecuación (6-25).

$$\begin{aligned} \mathbf{y} &= \mathbf{x} + \mathbf{u} \\ \mathbf{y} &= \mathbf{S} \mathbf{a} + \mathbf{u} \end{aligned} \quad (6-25)$$

donde  $\mathbf{x} = \mathbf{S} \mathbf{a}$  puede representarse como se muestra en la ecuación (6-26)

$$\begin{bmatrix} x[n] \\ x[n+1] \\ \vdots \\ x[n+M-1] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{j2\pi f_1 n} & e^{j2\pi f_2 n} & \cdots & e^{j2\pi f_p n} \\ e^{j2\pi f_1 [n+1]} & e^{j2\pi f_2 [n+1]} & \cdots & e^{j2\pi f_p [n+1]} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ e^{j2\pi f_1 [n+M-1]} & e^{j2\pi f_2 [n+M-1]} & \cdots & e^{j2\pi f_p [n+M-1]} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_1 e^{j2\pi \phi_1} \\ A_2 e^{j2\pi \phi_2} \\ \vdots \\ A_p e^{j2\pi \phi_p} \end{bmatrix} \quad (6-26)$$

y

$$\begin{aligned} \mathbf{a} &= [A_1 \ A_2 \ \cdots \ A_p]^T \\ \mathbf{S} &= [S_1 \ S_2 \ \cdots \ S_p] \\ S_k &= [1 \ e^{j2\pi f_k} \ \cdots \ e^{j2\pi(M-1)f_k}]^T \end{aligned} \quad (6-27)$$

$f_k$  es la frecuencia de la  $k$  enésima senoide compleja,  $A_k$  es la amplitud compleja de la  $k$  enésima senoide y  $u$  es un vector de ruido blanco gaussiano de media cero con varianza  $\sigma^2$ .

La matriz de autocorrelación de la señal con ruido  $y$  es definida como en la ecuación (6-28).

$$R_{yy} = E[yy^H] = R_{xx} + R_{uu} = SPS^H + \sigma^2 I \quad (6-28)$$

donde  $(*)^H$  denota la transpuesta hermitiana y  $P=[aa^H]$  es la matriz diagonal. Además,  $R_{xx}=SPS^H$  y  $R_{uu}=\sigma^2 I$  son las matrices de autocorrelación de los procesos de señal y ruido que pueden expresarse como en las ecuaciones (6-29).

$$\begin{aligned} R_{xx} &= \sum_{k=1}^M \lambda_k v_k v_k^H \\ R_{uu} &= \sigma^2 \sum_{k=1}^M v_k v_k^H \end{aligned} \quad (6-29)$$

donde  $\lambda_k$  y  $v_k$  son los valores y vectores propios respectivamente de la matriz  $R_{xx}$ . La matriz de autocorrelación de la señal con ruido puede formularse como en la ecuación (6-30).

$$R_{yy} = \sum_{k=1}^M \lambda_k v_k v_k^H + \sigma^2 \sum_{k=1}^M v_k v_k^H = \sum_{k=1}^M \mu_k v_k v_k^H \quad (6-30)$$

donde  $\mu_k = \lambda_k + \sigma^2$  son los valores propios de la matriz  $R_{yy}$  y son números reales que satisfacen a la ecuación (6-31).

$$\mu_1 \geq \mu_2 \geq \dots \geq \mu_p > \mu_{p+1} = \dots = \mu_M = \sigma^2 \quad (6-31)$$

Así, el espectro de potencia en MUSIC es definido por la ecuación (6-32).

$$P(f) = \sum_{k=p+1}^M |s^H(f)v_k|^2 \quad (6-32)$$

donde  $s(f)=[1, e^{j2\pi f}, \dots, e^{j2\pi(M-1)f}]$  es el vector sinusoidal complejo y  $\{v_{p+1}, \dots, v_M\}$  son los vectores propios en el subespacio del ruido. Puesto que  $P(f)$  tiene sus ceros en las frecuencias de las sinusoides, se deduce que el recíproco de  $P(f)$  tiene sus polos en estas frecuencias. Por lo tanto, el espectro MUSIC es definido como se proporciona en la ecuación (6-33):

$$P_{MUSIC}(f) = \frac{1}{\sum_{i=p+1}^M |s^H(f)v_i|^2} = \frac{1}{s^H(f)V(f)V^H(f)s(f)} \quad (6-33)$$

donde  $V=[v_{p+1}, \dots, v_M]$  es la matriz de vectores propios del subespacio de ruido.  $P_{MUSIC}(f)$  son los picos de la PSD asociadas a las frecuencias de las componentes senoidales de la señal, entonces las frecuencias de estos picos son tomados como las estimaciones MUSIC.

#### 6.4.2 Resolución en frecuencia con una señal simulada

La selección de los órdenes en los estimadores espectrales es crítica porque influye en la resolución y el ancho de banda del espectro. Para ilustrar el análisis de la resolución vs orden previamente a la aplicación de las señales del EEnG, primero se aplicaron los métodos AR, ARMA, Prony y MUSIC a una señal simulada. Para comparar el desempeño de estas técnicas y determinar la mejor de ellas, se establecieron las condiciones similares a las reales en cuanto al número de datos utilizados, frecuencia de muestreo y diezmado. Por lo tanto, la señal sujeta a la estimación espectral consistió de dos señales senoidales con frecuencias diferentes ( $f_1, f_2$ ) espaciadas  $\Delta f$  más ruido gaussiano, equivalente a 1 minuto de duración ( $N=6000$ ); posteriormente se utilizó un factor de diezmado de 25 para obtener el número de datos totales a procesar. La señal artificial fue obtenida mediante la ecuación (6-34).

$$u(t) = A_1 \text{sen}(2\pi f_1 t) + A_2 \text{sen}(2\pi f_2 t) + \omega(t) \quad (6-34)$$

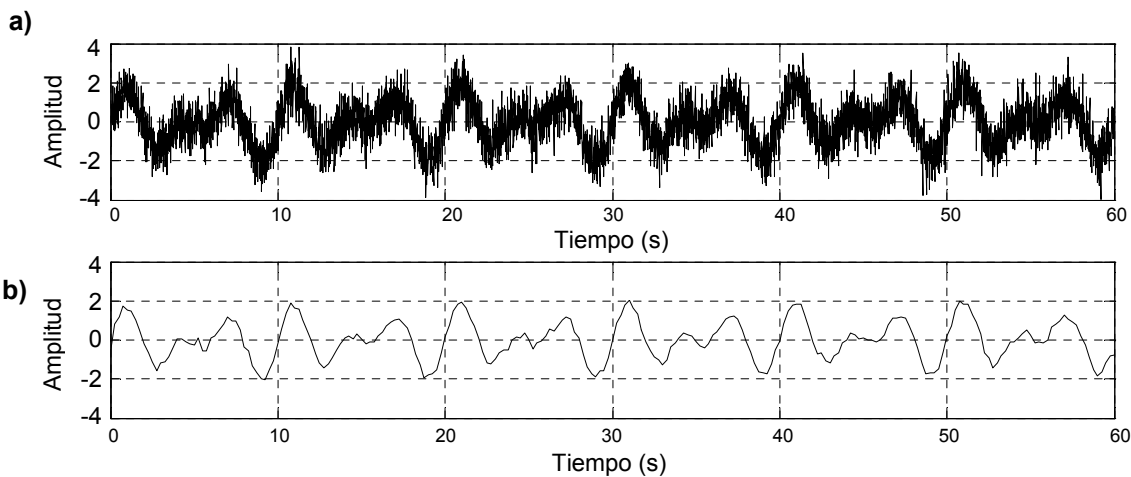
Donde  $A_1$  y  $A_2$  son la amplitud de las señales,  $f_1$  y  $f_2$  son las frecuencias a que se desean encontrar y  $\omega$  es la señal de ruido.

Los datos que se obtuvieron fueron procesados con cada una de las técnicas descritas en 6.4.1. La relación señal-ruido (SNR) fue evaluada como  $10 \log_{10} A^2/2\sigma^2$ , donde  $\sigma^2$  es la varianza del ruido aditivo y  $A$  es la amplitud de la senoide.

En la figura 6-5a, se muestra un ejemplo de la señal simulada para una determinada  $f_1$  y  $f_2$  sobre la cual se evaluaron los modelos AR, ARMA, Prony y MUSIC.

La señal simulada fue sometida a un acondicionamiento adicional, que consistió en un filtrado paso-bajo  $f_c = 2$  Hz y un remuestreo  $f_m = 4$  Hz (Figura 6-5b). En el apartado 7.2.1. al 7.2.4, la señal simulada se evaluó con los valores de frecuencia  $f_1 = 0.2$  Hz y  $f_2 = 0.3$  Hz. Se aplicó cada una de las técnicas de estimación al segmento de datos de 60s de duración, con los órdenes siguientes en cada modelo: AR y MUSIC, órdenes evaluados 5, 10, 20, 30 y ARMA, Prony, órdenes evaluados (p,q) = (5,1), (10,1), (20,1), (30,1), con la finalidad de mantener una comparación más homogénea en todas las técnicas.

Los valores SNR empleados en la señal simulada fueron: SNR = 0, 5, 10, 50 dB. Cada valor de SNR fue usado para evaluar al estimador con los diferentes órdenes mencionados.



**Figura 6-5.** a) Señal simulada con frecuencias  $f_1 = 0.2$  Hz y  $f_2 = 0.3$  Hz más ruido, b) Señal remuestreada.

La condición para la resolución de dos senoidales, es definida como la separación de frecuencia  $\Delta f = |f_1 - f_2|$  en la cual la densidad espectral de potencia (PSD) evaluada en la frecuencia central  $PSD(f_c)$ , donde  $f_c = (f_1 + f_2)/2$ , es igual al promedio de las PSD evaluadas en las dos frecuencias senoidales como se muestra en la ecuación (6-35) [MARPLE L., 1977].

$$PSD([f_1 + f_2]/2) = \frac{1}{2} [PSD(f_1) + PSD(f_2)] \quad (6-35)$$

Esta definición de la resolución, se muestra en la figura 6-6.

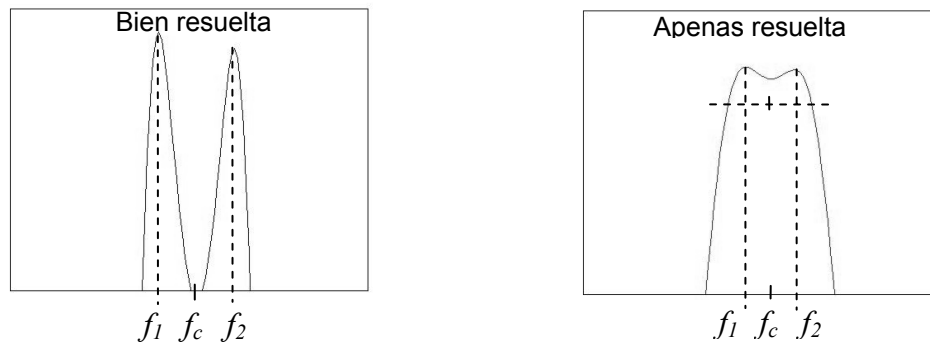


Figura 6-6. Definición de resolución.

Por lo tanto, para determinar hasta donde son capaces los modelos AR, ARMA, Prony y MUSIC de identificar dos componentes de frecuencia (apartado 7.2.5), se emplearon valores  $\Delta f$  de 0.01 Hz, 0.06 Hz, 0.08 Hz y 0.1 Hz de separación entre las dos componentes de frecuencias de la señal simulada manteniendo fija la  $f_2$  y cambiando la frecuencia  $f_1$  de la ecuación (6-34).

### 6.4.3 Selección del orden

Unos de los aspectos importantes en el uso de las técnicas estimación espectral es la selección del orden, parte esencial para la obtención de resultados óptimos en el modelo paramétrico utilizado. Se utilizó el criterio de Akaike (Akaike information Criterion) para determinar el orden de los modelos utilizados [AKAIKE H. 1969, AKAIKE H. 1974; WAX M., KAILATH T. 1985]. Una vez elegido el orden se procede a la aplicación del método espectral.

El orden del modelo es importante, puesto que ayuda a determinar el número de parámetros que serán estimados y por ende la complejidad que tendrá el algoritmo del modelo empleado. También de este parámetro depende la estimación de la respuesta espectral [JUNG Y. W., PARK S. O. 2001]. Si se elige un orden muy bajo el espectro resultante será muy suave, mientras que si se selecciona un orden muy alto la respuesta espectral puede contener picos indeseables. Además, podría presentarse una división del espectro, donde un pico del espectro en la frecuencia deseada se dividiría en dos picos [MONSON H.HAYES 1996].

A continuación se presentan las ecuaciones para evaluar el AIC en las diferentes técnicas de análisis empleadas AR, ARMA, Prony y MUSIC y las diferentes evaluaciones estadísticas para obtener el orden óptimo en cada técnica empleada (apartado 7.3). El análisis se realizó para 10 sesiones de registro de 5 perros diferentes.

- **Técnicas de selección del orden AR**

El criterio de Akaike, está basado en la idea de seleccionar un orden  $p$  que minimice el valor  $AIC(p)$  de la ecuación (6-36), para el método AR se tiene:

$$AIC(p) = \ln \sigma_p^2 + \frac{2p}{N} \quad (6-36)$$

donde  $\sigma_p^2$  es la varianza estimada del error de predicción para  $p$ ,  $N$  es el número de muestras del EEnG de un minuto de señal.

• **Técnicas de selección de los modelos ARMA y Prony**

Para determinar los órdenes  $p$  y  $q$  en los modelos ARMA y Prony se empleó la ecuación (6-37).

$$AIC(p, q) = \ln \sigma_p^2 + \frac{2(p + q)}{N} \tag{6-37}$$

donde  $\sigma_p^2$  es la varianza estimada del error de predicción lineal,  $N$  es el número de muestras,  $p$  y  $q$  representan los órdenes del modelo respectivamente. El valor mínimo de  $AIC(p, q)$  es obtenido de algún  $p$  y  $q$ .

• **Técnicas de selección del orden del modelo MUSIC**

Para estimar la frecuencia y la potencia de las senoides en el método MUSIC, se requiere información acerca del número de componentes sinusoidales en la matriz de datos de la señal. Así, el orden  $p$  del modelo de la sinusoidal debe estimarse antes de la estimación de los parámetros sinusoidales. El método de selección del orden de  $AIC$  (ecuación (6-38)), está basado en los eigenvalores de la matriz de correlación [WAX M., KAILATH T. 1985].

Donde  $p(k)$  es la razón de la media geométrica y aritmética de los eigenvalores asumidos en el espacio de ruido.

$$p(k) = \frac{(\prod_{i=k+1}^M \lambda_i)^{\frac{1}{M-k}}}{\frac{1}{M-k} \sum_{i=k+1}^M \lambda_i} \tag{6-38}$$

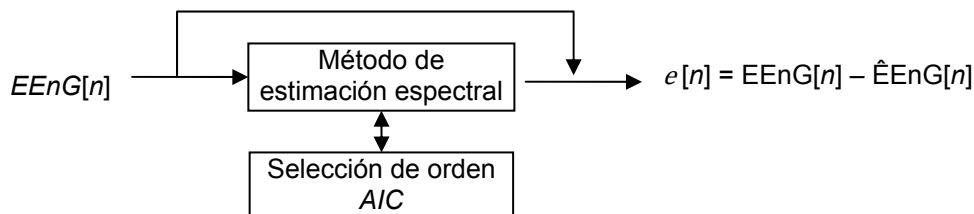
$\lambda_i$  son eigenvalores de la matriz de correlación de datos  $M \times M$ , con  $N$  mediciones de datos se obtiene mediante la ecuación (6-39):

$$AIC(k) = -2N(M - k) \ln(p(k)) + 2k(2M - K) \tag{6-39}$$

La dimensión de el subespacio de ruido  $k$  (número estimado de senoides) es el valor que minimiza  $AIC(k)$  [WAX M., KAILATH T. 1985].

• **Análisis estadístico del orden de los modelos**

El valor del orden  $p$  y  $q$  según la técnica de análisis espectral (apartado 6.4.1), se fue incrementando en una unidad de 1 a 50 en cada una de las ecuaciones, obteniéndose un error  $e[n]$  determinado por la diferencia entre los valores de la muestra actual de la señal del EEnG[n] y el valor estimado del ÊEnG[n] para cada orden evaluado. Así, para determinar el error de predicción  $\sigma^2$  se empleó la ecuación (6-40) y fue utilizado para evaluar el criterio de Akaike (ecuaciones de (6-36) y (6-37)), encontrándose el error mínimo correspondiente a cada minuto de señal del EEnG en cada uno de los puntos de medida (superficie, duodeno, Treitz, yeyuno a 45, 90 y 135 cm con respecto al ángulo de Treitz e íleon terminal) (ver apartado 7.3).



**Figura 6-7.** Diagrama a bloques para determinar el error entre la señal original y la estimada en función del orden empleado.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N e^2[n] \quad (6-40)$$

Por otra parte, para los métodos AR y MUSIC se calculó el orden global  $p$  por punto de registro ( $OGp_{PR}$ ). Para ello mediante la ecuación (6-41), se obtiene el promedio por punto de registro  $\bar{p}_{PR}$ , que es determinado por la media aritmética de los órdenes  $p_i$  obtenidos para cada minuto de señal analizado en los diferentes puntos de registro  $PR$  y  $N$  es el número de muestra de cada registro evaluado.

$$\bar{p}_{PR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p_i; \quad (6-41)$$

Así, por medio de la ecuación (6-42), se obtiene  $OGp_{PR}$  que es el promedio global de todos los  $\bar{p}_{PR}$  de cada punto de registro ( $\bar{p}_{PR_i}$ ) y  $s$  es igual a 10, que corresponde al número de sesiones evaluadas para cada punto de medición.

$$OGp_{PR} = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s \bar{p}_{PR_i} \quad (6-42)$$

Una vez determinado el parámetro  $OGp_{PR}$  para cada punto de registro, se calcula el orden global  $p$  total ( $OGp_T$ ) a través de la ecuación (6-43).

$$OGp_T = \frac{1}{PR} \sum_{i=1}^{PR} OGp_{PR_i} \quad (6-43)$$

donde  $OGp_T$  es el promedio global total de todos los  $OGp_{PR}$  obtenidos en cada punto de medición ( $OGp_{PR_i}$ ) y  $PR$  es igual a 7, que corresponde al número de puntos de registro máximo de cada una de las sesiones. También fue calculado el parámetro del orden global  $p$  por punto de registro ( $OGp_{PRmax}$ ), obtenido del promedio de los órdenes de valor máximo  $p_{max_i}$  de cada sesión para cada punto de registro mediante la ecuación (6-44).

$$OGp_{PRmax} = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s p_{max_i} \quad (6-44)$$

Y el orden global  $p$  total de los valores máximos ( $OGp_{Tmax}$ ) usando la ecuación (6-45).

$$OGp_{Tmax} = \frac{1}{PR} \sum_{i=1}^{PR} OGp_{PRmax_i} \quad (6-45)$$

donde  $OGp_{Tmax}$  es el promedio global total de todos los  $OGp_{PRmax}$  calculados en cada punto de medición.

Asimismo, se obtuvieron el orden mínimo global  $p$  por punto de registro ( $OGp_{PRmin}$ ) usando la ecuación (6-46).

$$OGp_{PRmin} = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s p_{min_i} \quad (6-46)$$

donde  $OGp_{PRmin}$  es el valor del promedio de los órdenes de valor mínimo  $p_{min_i}$  de cada sesión para cada punto de registro. Y el orden global  $p$  total de los valores mínimos ( $OGp_{Tmin}$ ) determinado por la ecuación (6-47).

$$OGp_{Tmin} = \frac{1}{PR} \sum_{i=1}^{PR} OGp_{PRmin_i} \quad (6-47)$$

donde  $OGp_{Tmin}$  es el promedio global total de todos los  $OGp_{PRmin}$  calculados en cada punto de medición.

Por otra parte, para las técnicas ARMA y Prony, puesto que estos modelos requieren de dos órdenes ( $p$  y  $q$ ), además de obtener los parámetros anteriores para el orden  $p$ , se obtuvieron de manera similar el orden global  $q$  por punto de medida ( $OGq_{PR}$ ), orden global  $q$  total ( $OGq_T$ ), orden global  $q$  por punto de registro máximo

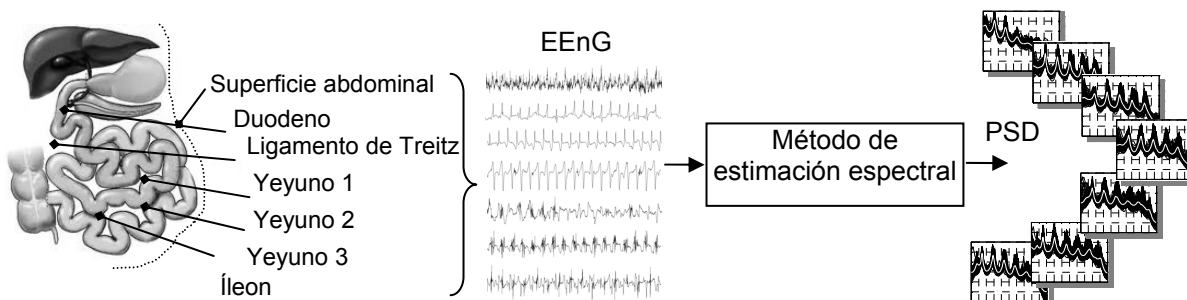
( $OGq_{PRmax}$ ), orden global  $q$  total ( $OGq_{Tmax}$ ), orden global mínimo  $q$  por punto de registro ( $OGq_{PRmin}$ ) y el orden global total mínimo ( $OGp_{Tmin}$ ) (ver apartado 7.3). Así, solo con sustituir  $p$  por  $q$  en las ecuaciones (6-41) a la (6-47) se obtienen los parámetros mencionados para  $q$ . En base al análisis de 7.2.5 y los resultados de 7.3 se eligen los órdenes de cada una de las técnicas de estimación espectral (apartado 7.3.5).

## 6.5 Cuantificadores del EEnG

### 6.5.1 Estimación de la PSD de la señal del EEnG

El uso de estimadores espectrales debe considerar: la selección del método óptimo de estimación, selección del orden del modelo, la longitud de la señal que será modelada y el nivel de estacionariedad de los datos [CADZOW J. A. 1982; KAY S. M. 1988; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G. 1997; STOICA PETRE, MOSES L. R. 1997].

La densidad espectral de potencia (PSD) de las señales del EEnG fue obtenida de 6 puntos de registro interno y uno en la superficie abdominal, correspondiente a 1537 minutos de 10 sesiones de registro de 5 perros. Para el cálculo de la PSD se emplearon las ecuaciones del apartado 6.4.1 y el orden utilizado fue el obtenido de acuerdo a lo descrito en el apartado 6.4.3.4. En cada PSD obtenida en cada punto de registro fue superpuesta junto con la PSD promedio (apartado 7.4). La figura 6-8 muestra un diagrama a bloques general de cómo se llevó a cabo la evaluación de la PSD de cada minuto de señal del EEnG con las técnicas AR, ARMA, Prony y MUSIC.



**Figura 6-8.** Esquema general para la obtención de la PSD en los cuatro métodos de estimación espectral para cada minuto de la señal del EEnG.

La PSD obtenida de cada minuto de señal del EEnG, fue evaluada en torno a la componente de frecuencia de 0.3 Hz, que es donde regularmente se presenta el ritmo eléctrico básico u onda lenta del intestino delgado, por lo que se utilizó un rango de evaluación entre 0.2 Hz y 0.4 Hz. Así, el pico de la PSD más elevado en este rango, fue empleado para establecer la frecuencia de la onda lenta ( $F_{OL}$ ) de cada minuto de señal. Con la finalidad de conocer en torno a qué componente de frecuencia se ubicaba la  $F_{OL}$  en cada punto de registro interno y de superficie abdominal, se determinó la frecuencia de la onda lenta promedio ( $\bar{F}_{OL}$ ) de cada sesión de registro mediante la ecuación (6-48). Donde la  $F_{OLi}$ , es la frecuencia de la onda lenta de cada minuto de la señal del EEnG evaluada en un punto de registro y  $N$  es el número de minutos evaluados en cada punto de registro.

$$\bar{F}_{OL} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N F_{OLi} \tag{6-48}$$

Una vez determinada la frecuencia promedio de la onda lenta de cada registro para cada una de las sesiones  $\bar{F}_{OL}$ , se calculó la frecuencia global de la onda lenta  $FG_{OL}$  para cada punto de registro y determinar el comportamiento promedio de las 10 sesiones de registro evaluadas. Así, siendo  $s$  el número de sesiones evaluadas se tiene:



$$FG_{OL} = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s \bar{F}_{OLj} \quad (6-49)$$

### 6.5.2 Análisis de estabilidad de la frecuencia de la onda lenta

En el apartado anterior se observó que la  $F_{OLi}$  presenta variación en el rango de frecuencia evaluado para cada punto de registro de la señal del EEnG, por lo que se realizó un análisis para determinar el grado de inestabilidad que presentaba la frecuencia de la onda lenta en cada sesión de registro [CHEN J. D. Z. 1998; MORAES EDER R. ET. AL, 2003]. Para ello, se empleó un coeficiente como parámetro porcentual de inestabilidad. El coeficiente de inestabilidad, refiere a las variaciones en un rango de frecuencia del pico máximo de la PSD que está asociada a la componente de frecuencia de la onda lenta de cada minuto de señal del EEnG analizado en una sesión de registro. El coeficiente de inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta ( $CI_{FOL}$ ) por punto de registro en una sesión, se evaluó mediante la ecuación (6-50), utilizando la desviación estándar de las frecuencias de la onda lenta ( $\sigma_{FOL}$ ) en una sesión de registro, dividida por la frecuencia de la onda lenta promedio ( $\bar{F}_{OL}$ ) de toda la sesión para cada punto de medida. El resultado de la división fue multiplicado por cien para expresar el porcentaje de inestabilidad. Un coeficiente de inestabilidad de bajo valor indicará que la frecuencia de la onda lenta de la sesión es más estable.

$$CI_{FOL} = \left( \frac{\sigma_{FOL}}{\bar{F}_{OL}} \right) * 100 \quad (6-50)$$

También a través de la ecuación (6-51), se evaluó el coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta ( $CIG_{FOL}$ ) en todas las sesiones de registro ( $s=10$ ), para determinar el porcentaje de inestabilidad promedio que presentaba cada punto de registro tomando en cuenta todas las sesiones.

$$CIG_{FOL} = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s CI_{FOLj} \quad (6-51)$$

### 6.5.3 Diferencia significativa de la frecuencia de la onda lenta entre el registro de superficie abdominal y los registros

Esta comparación se realizó con los valores de frecuencia de onda lenta obtenidos con los métodos AR, ARMA, PRONY y MUSIC en el registro de superficie y con cada uno de los puntos de medición internos, con la finalidad de determinar qué registros internos no presentan diferencias significativas con el registro de superficie abdominal. Para ello, se emplea la prueba t de muestras pareadas comparando las medias de las frecuencias de la onda lenta obtenidas entre dos puntos de medición, es decir, superficie abdominal y duodeno, ligamento de Treitz, yeyuno 1, yeyuno 2, yeyuno 3 e íleon. Un valor de significancia bajo para la prueba t (típicamente menos que 0.05) indica que existe estadísticamente una diferencia significativa entre el registro de superficie abdominal y un registro interno. Además, si el intervalo de confianza para la diferencia de las medias no contiene el cero, esto también indicaría que la diferencia es significativa. Sin embargo, si el valor significativo es alto y el intervalo de confianza para la diferencias de medias contiene el cero, entonces no se puede concluir que exista estadísticamente una diferencia significativa entre las medias de las dos variables, lo que supondría que la frecuencia de onda lenta que se observa en la superficie abdominal correspondería a la de la señal registrada internamente. Para indicar que no existía diferencia significativa entre las frecuencias de la onda lenta del registro de superficie abdominal con las frecuencias de las ondas

lentas de los registros internos se indicó con un asterisco en las tablas del apartado 7.4.

#### 6.5.4 Normalización de los tipos de patrones de variación de la frecuencia de la onda lenta

Para analizar la evolución de los patrones, se emplean gráficas pseudo-tridimensionales que permitirán observar el comportamiento que exhiben los picos de la PSD calculada con el método AR y MUSIC a lo largo del tiempo para cada sesión y en cada punto de registro. Inicialmente en todos los análisis del EEnG se habían contemplado 10 sesiones de registro de 5 perros. Sin embargo al observar los patrones de las gráficas del apartado 7.5, las componentes de frecuencia de la onda lenta ( $F_{OL}$ ) de los registros internos mostraron evoluciones diferentes a lo largo del tiempo que las de superficie abdominal por lo que se decide usar un total de 14 sesiones de 8 perros para analizar la existencia de patrones en el registro interno a nivel de yeyuno, donde 7 sesiones de registro son de las 10 sesiones anteriores y se usan otras 7 sesiones de 3 perros más. Cabe aclarar que de las 10 sesiones no se usan 3 registros ya que presentan patrones similares con otros registros de los 7 que se emplearon.

El pico máximo de la PSD asociado a la componente de  $f_{OL}$  se evalúa en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, a través del cual se observarán las posibles variaciones que presenta la frecuencia de la onda lenta. Al presentar la evolución de los picos de las PSD en las gráficas pseudo-tridimensionales, se tendrá un efecto de perspectiva con el eje del tiempo, puesto que la gráfica se muestra ligeramente inclinada para poder apreciar la evolución temporal de los picos de la PSD asociados a la  $F_{OL}$ .

Para realizar la identificación de diferentes patrones, se utilizó como referencia el comportamiento de la actividad motora de la señal mioeléctrica a lo largo del tiempo en cada sesión. Para esto fue necesario calcular el índice de motilidad intestinal (IMI) que representa la actividad mecánica del intestino delgado. El IMI es validado como la energía por encima de los 2 Hz del EEnG interno en un minuto y que ha sido definido en trabajos anteriores [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000]. La señal para determinar el IMI se obtuvo mediante la utilización de un filtro pasa alto Butterworth de orden 8 y con  $f_c = 2$  Hz. Así,  $x[n]$  es el vector de datos extraído correspondiente a los potenciales rápidos del electroenterograma que son empleados para calcular el IMI por medio de la ecuación (6-52) y  $N$  es el número de datos de la señal analizada.

$$IMI = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \quad (6-52)$$

Para estimar las diferencias entre las variaciones de frecuencia fue eliminado el 5% de los valores extremos de las frecuencias de la onda lenta para cada una de las sesiones para este análisis. Los valores que salen fuera de la banda, es porque significativamente son distintos de cero, es decir, bajo la hipótesis nula de ser igual a cero, se espera con el 95% de probabilidad que el valor estimado esté dentro de las bandas y se espera que el 5% de los valores pueda salirse de ellas. El rango de porcentaje de variación de la onda lenta ( $V_{FOL}$ ) fue obtenido con la ecuación (6-53), donde  $F_{OL}$  son los valores de frecuencia ya sin los valores extremos de la sesión y  $M_{FOL}$  es la mediana de la frecuencia de la onda lenta de la sesión. Se emplea la mediana de la sesión en cada punto de registro debido a que la media podría ser sensible a valores extremos que tuviera la sesión analizada, ya que toma en cuenta todos los valores, lo que no ocurre con la mediana.

$$V_{FOL}(\%) = \left( \frac{F_{OL} - M_{FOL}}{M_{FOL}} \right) * 100 \quad (6-53)$$

El resultado de  $V_{FOL}$  se utilizó para realizar el diagrama de caja y bigotes normalizando los valores de la mediana (apartado 7.5.2) y mediante el cual se establecieron los patrones. Se ha definido como patrón normal sin variaciones (PN) o frecuencia de la onda lenta en condiciones normales, cuando la frecuencia de la onda lenta no cambia más allá del 10 %; mientras que los patrones con retardo de tiempo (PCR) con respecto al IMI y patrón sincronizado (PCS) con el IMI, se consideran cuando el cambio está por arriba del 10 %.

Para relacionar la variación de la frecuencia de la onda lenta mostrada en las evoluciones temporales con el IMI, se analizaron la media y la desviación estándar de la  $F_{OL}$  utilizando una ventana de tiempo de 10 minutos de señal de la frecuencia de la onda lenta con respecto a cada una de las fases del IMI (apartado 7.5.2).

Análisis similares fueron considerados pero para una ventana de tiempo de 20 minutos antes y después de la actividad de la fase III IMI. Con la finalidad de verificar el comportamiento y el patrón de variación de la frecuencia de la onda lenta en cada fase del IMI. Se utilizó la prueba t para muestras independientes ( $p < 0.05$ ) para establecer las diferencia significativa entre la distribución de frecuencia de la onda lenta en diferentes situaciones.

## 6.6 Función de coherencia

La función de coherencia basada en el dominio de la frecuencia, fue empleada para determinar el grado de asociación lineal entre la actividad eléctrica del EEnG de superficie abdominal con cada uno de los 6 registros internos. La finalidad es establecer que registro de señal interno es el que se hace presente sobre la superficie abdominal. La función de coherencia  $\hat{C}^m(f) = |\gamma(f)|^2$  es definida en la ecuación (6-54) [CADZOW J., SOLOMON O., JR. 1987]. Donde  $m$  representa al método elegido: periodograma, autoregresivo multivariante (ARM) o clasificación de señales múltiples (MUSIC).

$$\gamma(f) = \frac{PSD_{xy}(f)}{\left( PSD_{xx}(f) \cdot PSD_{yy}(f) \right)^{1/2}} \quad (6-54)$$

donde la  $PSD_{xy}$  es la función de densidad del espectro de potencia cruzado entre la señal del EEnG de superficie abdominal y cada registro interno, mientras que la  $PSD_{xx}$ ,  $PSD_{yy}$  son las funciones de densidad autoespectral de la señal externa e interna evaluadas y  $f$  es el rango de frecuencia sobre la que se desea evaluar la función de coherencia. En un caso ideal el índice que cuantifica es  $\hat{C}^m(f) = 1$ , indica que existe una relación lineal perfecta entre las dos señales bajo estudio y cuando la  $\hat{C}^m(f) = 0$ , indica que no existe relación entre las dos señales. Sin embargo, si la  $\hat{C}^m(f) > 0$  pero menor que 1, entonces puede estar incurriéndose en una o varias de las siguientes situaciones [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 2000]: las medidas están afectadas de ruido, el sistema no es lineal y/o la salida no solo se debe a una entrada.

### 6.6.1 Estimación de la función de coherencia

La función de coherencia de la ecuación (6-54), es evaluada utilizando los estimadores del periodograma, ARM con orden  $p = 27$  y MUSIC con orden  $p = 14$ .

- **Periodograma modificado de Welch**

El método basado en el periodograma es uno de los algoritmos más empleados para estimar la función de coherencia. Por ello, se emplea como un método de

referencia permitiendo contrastar los resultados con los métodos paramétricos. El espectro cruzado y los autoespectros fueron estimados con 3 ventanas y 50 % de solapamiento. La longitud de cada ventana fue de 120 muestras.

Las series de tiempo  $x_n$  y  $y_n$  de  $N$  muestras de longitud que están siendo analizadas, son divididas para formar  $K$  segmentos sucesivos de  $L$  muestras de longitud cada uno. Estos segmentos son superpuestos con un desplazamiento  $D$ , es decir el solapamiento es  $L-D$  muestras, en nuestro caso  $N=240$  muestras (1 minuto, frecuencia de 4 Hz),  $L=120$ ,  $D= 60$ . La ventana de datos  $w(n)$  se aplica a cada uno de los segmentos produciendo un conjunto de periodogramas modificados que son promediados. La estimación espectral es definida como lo muestra la ecuación (6-55) [MONSON H.HAYES 1996].

$$PSD_M^{(i)}(f) = \frac{1}{LU} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)x_i(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \tag{6-55}$$

El estimador de Welch ( $PSD_w$ ) es el promedio de los periodogramas modificados ( $PSD_M$ ) por lo tanto:

$$PSD_w(f) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} PSD_M^{(i)} \tag{6-56}$$

Sustituyendo ecuación (6-55) en (6-56) obtenemos los autoespectros determinados por las ecuaciones (6-57) y (6-58).

$$PSD_{xx}(f) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)x(n+iD)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \tag{6-57}$$

$$PSD_{yy}(f) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)y(n+iD)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \tag{6-58}$$

Y el espectro cruzado es determinado por la ecuación (6-59).

$$PSD_{xy}(f) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left( \left[ \sum_{n=0}^{L-1} w(n)x(n+iD)e^{-j2\pi fn} \right] \left[ \sum_{n=0}^{L-1} w(n)y(n+iD)e^{-j2\pi fn} \right]^* \right) \tag{6-59}$$

donde (\*) denota el complejo conjugado y  $U$  es un factor de normalización para la potencia de la función ventana obtenida de la ecuación (6-60).

$$U = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} |w(n)|^2 \tag{6-60}$$

Sustituyendo las ecuaciones (6-57), (6-58) y (6-59) en la ecuación (6-54), se obtiene la función de coherencia con el periodograma modificado de Welch.

- **Evaluación de la función de coherencia con el método autoregresivo multivariante**

El modelo ARM representa cada una de las variables como una función lineal de tanto su propios valores anteriores y de las otras variables. El modelo divide cada uno de los segmentos de tiempo empleados en dos componentes, el segmento de tiempo predecible y la secuencia de predicción de error. Por lo tanto, el modelo ARM con 2 variables se define como:

$$\begin{aligned} x_1(n) &= \sum_{i=1}^p a'_{11}(i)x_1(n-i) + \sum_{i=1}^p a'_{12}(i)x_2(n-i) + e_1(n) \\ x_2(n) &= \sum_{i=1}^p a'_{21}(i)x_1(n-i) + \sum_{i=1}^p a'_{22}(i)x_2(n-i) + e_2(n) \end{aligned} \quad (6-61)$$

donde  $x_1$  y  $x_2$  son los valores actuales de cada una de las series temporales,  $a'_{11}(i) \dots a'_{22}(i)$  representan los coeficientes de predicción con un retardo  $i$ ,  $p$  es el orden del modelo y  $e_1(n)$  y  $e_2(n)$  son los errores de predicción. Reescribiendo la ecuación (6-61) en forma matricial se obtiene la ecuación (6-62).

$$\mathbf{x}(n) = \sum_{i=1}^p \begin{bmatrix} a'_{11}(i) & a'_{12}(i) \\ a'_{21}(i) & a'_{22}(i) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(n-i) \\ x_2(n-i) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_1(n) \\ e_2(n) \end{bmatrix} \quad (6-62)$$

La ecuación (6-62) se puede representar como:

$$\mathbf{x}(n) = \sum_{i=1}^p \mathbf{a}'(i)\mathbf{x}(n-i) + \mathbf{e}(n) \quad (6-63)$$

donde  $\mathbf{x}(n)$  es una matriz columna de  $(2 \times 1)$  denotando el proceso multivariante con índice  $n$ ,  $\mathbf{a}'(i)$  es la matriz de los coeficientes de predicción  $(2 \times 2)$  y  $\mathbf{e}(n)$  es la matriz de los errores de predicción  $(2 \times 1)$ . Obteniendo la función de transferencia de (6-63) mediante la obtención de la transformada  $z$  tenemos:

$$\begin{aligned} \mathbf{X}(z) &= \sum_{i=1}^p \mathbf{a}'(i)\mathbf{X}(z)z^{-i} + \mathbf{E}(z) \\ \mathbf{X}(z) &= (\mathbf{a}'(1)z^{-1} + \mathbf{L} + \mathbf{a}'(p)z^{-p})\mathbf{X}(z) + \mathbf{E}(z) \end{aligned} \quad (6-64)$$

De (6-64) se obtiene la función de transferencia total  $\mathbf{H}(z)$

$$\begin{aligned} \mathbf{H}(z) &= \frac{\mathbf{X}(z)}{\mathbf{E}(z)} = \frac{1}{\mathbf{I} - \mathbf{a}'(1)z^{-1} - \mathbf{L} - \mathbf{a}'(p)z^{-p}} \\ \mathbf{H}(z) &= \frac{1}{\mathbf{I} - \mathbf{A}'(z)} = \frac{1}{\mathbf{A}(z)} \end{aligned} \quad (6-65)$$

Por lo tanto, en el dominio de la frecuencia la función de transferencia total es entonces:

$$\mathbf{H}(f) = \mathbf{H}(z) \Big|_{z=e^{j2\pi f}} = \mathbf{A}^{-1}(f) \quad (6-66)$$

donde  $\mathbf{A}(f)$  es la transformada de Fourier de  $\mathbf{a}(i)$ . La función de transferencia directa entre  $x_i$  y  $x_j$  en el dominio de la frecuencia es definida como:

$$H_{ij}(f) = \frac{A_{ij}(f)}{A_{ii}(f)} \quad (6-67)$$

La matriz del espectro multivariante contiene un autoespectro de cada variable y un espectro cruzado de cada par de variables. Así, la matriz espectral para un proceso AR multivariante se expresa como:

$$\mathbf{P}_x(f) = \mathbf{H}(f) \sum_e \mathbf{H}^*(f) \quad (6-68)$$

donde  $(\cdot)^*$  denota la transpuesta conjugada de una matriz y  $\sum_e = \mathbf{b} \sum_{diag} \mathbf{b}^*$ , siendo  $\mathbf{b}$  la matriz triangular más baja calculada a través de la descomposición de Cholesky. De (6-66) y (6-68) obtenemos:

$$\mathbf{P}_x(f) = \mathbf{A}_{nva}^{-1}(f) \mathbf{b} \sum_{diag} \mathbf{b}^* (\mathbf{A}_{nva}^{-1}(f))^* \quad (6-69)$$

Para la señal de superficie abdominal y un registro interno, la matriz espectral es:

$$P_x(f) = \begin{bmatrix} PSD_{11} & PSD_{12} \\ PSD_{21} & PSD_{22} \end{bmatrix}_x (f) \quad (6-70)$$

Donde  $PSD_{11}$ ,  $PSD_{22}$  son los auto espectros y  $PSD_{12}$ ,  $PSD_{21}$  son las densidades espectrales cruzadas. Usando estos valores en la ecuación (6-54), obtenemos la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ).

- **Evaluación de la función de coherencia con el método MUSIC**

Sean  $x(n)$  y  $y(n)$  las muestras de una señal. Se definen ventanas de  $x$  y  $y$  de  $M$  muestras definida como vectores.

$$x = [x(n)x(n+1), \dots, x(n+M-1)]^T \quad (6-71)$$

$$y = [y(n)y(n+1), \dots, y(n+M-1)]^T \quad (6-72)$$

A partir de los cuales se definen la matriz de autocorrelación  $R_{XX}$ ,  $R_{YY}$  y correlación cruzada  $R_{XY}$ .

$$\begin{aligned} R_{XX} &= E\{x x^H\} \\ R_{YY} &= E\{y y^H\} \\ R_{XY} &= E\{x y^H\} \end{aligned} \quad (6-73)$$

Quedando como una matriz de tamaño  $M \times M$ , donde  $E\{\}$  es el operador de esperanza matemática y  $()^H$  denota la transpuesta Hermitiana. A partir de un registro de  $N$  muestras de la señal del EEnG ( $x(n)$ ,  $y(n)$ ), se establece para cada tiempo discreto  $n=[1, \dots, N]$ , una ventana  $x$ ,  $y$  de  $M$  muestras definida como un vector columna en (6-71) y (6-72). Realizando la estimación de la matrices de autocorrelación y correlación cruzada de  $x(n)$  y  $y(n)$ , obteniendo matrices de tamaño  $M \times M$ .

$$R_{XX} = \frac{1}{N-M} \sum_{n=1}^{N-M} x x^H \quad (6-74)$$

$$R_{YY} = \frac{1}{N-M} \sum_{n=1}^{N-M} y y^H \quad (6-75)$$

$$R_{XY} = \frac{1}{N-L} \sum_{k=1}^{N-L-1} x y^H \quad (6-76)$$

Donde el operador de esperanza matemática de (6-73), es implementado como el mayor promediado posible a lo largo de toda la muestra. Usando la descomposición de valores singulares (SVD) tenemos:

$$SVD_{R_{XX}} = V_{xx} D_{xx} U_{xx}^H \quad (6-77)$$

$$SVD_{R_{YY}} = V_{yy} D_{yy} U_{yy}^H \quad (6-78)$$

$$SVD_{R_{XY}} = V_{xy} D_{xy} U_{xy}^H \quad (6-79)$$

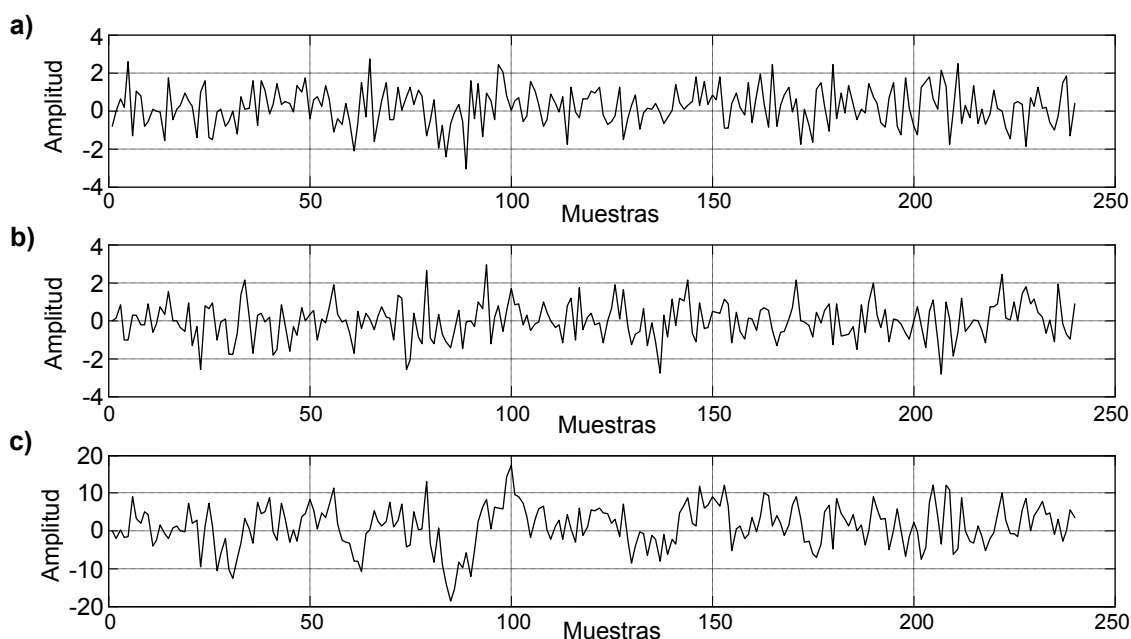
donde  $U$  y  $V$  son matrices de  $M \times M$  y  $D$  es la matriz diagonal que contiene los valores singulares asociados a los autovectores.

Estimando el pseudo espectro mediante la ecuación (6-33), se obtienen los autoespectros  $PSD_{xx}^{MUSIC}$ ,  $PSD_{yy}^{MUSIC}$  y espectros cruzados  $PSD_{xy}^{MUSIC}$ . Usando estos valores en la ecuación (6-54) se obtiene la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ).

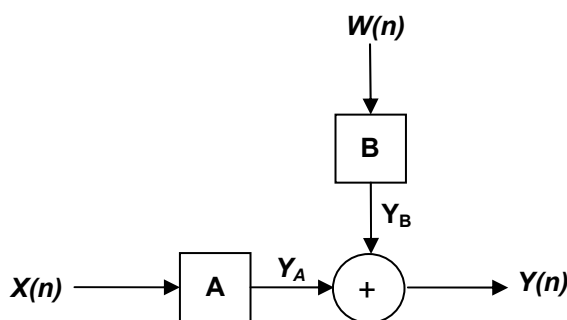
### 6.6.2 Parámetros de evaluación de la estimación de la función de coherencia

- **Función de coherencia teórica**

Para validar las funciones de coherencia estimadas con los métodos del periodograma, ARM con orden  $p = 27$  y MUSIC con orden  $p = 14$ , se generó una función de coherencia teórica  $\hat{C}^T(f)$  que contiene una frecuencia fundamental y dos armónicas, para ello se utilizaron señales aleatorias como se muestra en la figura 6-9. La función de coherencia teórica, se utilizará como señal de referencia para realizar las comparaciones con las funciones de coherencias estimadas  $\hat{C}^m(f)$  con los métodos mencionados y determinar la semejanza entre la  $\hat{C}^T(f)$  y la  $\hat{C}^m(f)$  (apartado 8.2). En la figura 6-10, se muestra el sistema empleado para generar la  $\hat{C}^T(f)$ , la señal de salida  $Y(n)$  se obtiene entre una excitación de ruido blanco  $X(n)$  y una señal alterada  $Y_B(n)$  mediante un proceso de ruido coloreado. La  $\hat{C}^T(f)$  se estimó entre la entrada de ruido blanco gaussiano  $X(n)$  y la salida  $Y(n)$ .



**Figura 6-9.** Ejemplo de la secuencia de datos analizados, **a)** señal de entrada  $X(n)$ , **b)** señal de ruido blanco  $W(n)$ , **c)** señal de salida  $Y(n)$ .



**Figura 6-10.** Diagrama a bloques del sistema considerado para generar la función de coherencia teórica.

Puede observarse de la figura 6-10, que la salida  $Y(n)$  es la suma de dos procesos. Las secuencias de ruido blanco  $X(n)$  y  $W(n)$  son de media cero y varianza unitaria. La salida  $Y_A(n)$  está determinada por siguientes ecuaciones:

$$Y_A(n) = Y_{A1}(n) + Y_{A2}(n) + Y_{A3}(n) \quad (6-80)$$

donde:

$$\begin{aligned} Y_{A1}(n) &= 1.5 Y_{A1}(n-1) - 0.7 Y_{A1}(n-2) + X(n-1) \\ Y_{A2}(n) &= 0.9 Y_{A2}(n-1) - 0.6 Y_{A2}(n-2) + X(n-1) \\ Y_{A3}(n) &= 0.2 Y_{A3}(n-1) - 0.6 Y_{A3}(n-2) + X(n-1) \end{aligned}$$

y la salida  $Y_B(n)$  está determinado por:

$$Y_B(n) = Y_{B1}(n) + Y_{B2}(n) + Y_{B3}(n) \quad (6-81)$$

donde:

$$\begin{aligned} Y_{B1}(n) &= 0.1 Y_{B1}(n-1) - 0.2 Y_{B1}(n-2) + W(n) \\ Y_{B2}(n) &= 0.9 Y_{B2}(n-1) - 0.1 Y_{B2}(n-2) + W(n) \\ Y_{B3}(n) &= -0.5 Y_{B3}(n-1) - 0.4 Y_{B3}(n-2) + W(n) \end{aligned}$$

Por lo tanto, la salida del proceso es obtenida como:

$$Y(n) = Y_A(n) + Y_B(n) \quad (6-82)$$

Las señales de entrada  $X(n)$  y  $W(n)$  se generaron en nuestro caso  $N=240$  muestras (1 minuto, frecuencia de 4 Hz) aleatorias. Poniendo en términos de  $z$  las ecuaciones (6-80) y (6-81) tenemos:

$$Y_A(z) = \frac{5z(300z^4 - 520z^3 + 563z^2 - 323z + 120)}{(10z^2 - 15z + 7)(10z^2 - 9z + 6)(5z^2 - z + 3)} X(z) \quad (6-83)$$

$$Y_B(z) = \frac{10z^2(300z^4 - 100z^3 + 99z^2 - 44z + 14)}{(10z^2 - z + 2)(10z^2 - 9z + 1)(10z^2 + 5z + 4)} W(z) \quad (6-84)$$

La función de coherencia teórica  $\hat{C}^T(f)$  entre  $X(n)$  y  $Y(n)$  del generador de señal (Figura 6-10) es obtenida de la ecuación (6-85).

$$\hat{C}^T(f) = \left| \frac{Y_A(f)}{|Y_A(f)|^2 + |Y_B(f)|^2} \right|^2 \quad (6-85)$$

La figura 6-11a muestra el espectro de la función de coherencia teórica que proporciona la ecuación (6-85). Puede observarse que la señal contiene tres crestas para simular diferentes componentes de frecuencias. La cresta de mayor valor de frecuencia está en 0.283 Hz. En la figura 6-11b se muestra la desviación estándar teórica aproximada  $\sigma^T$  [CARTER G. ET. AL, 1973], que es calculada a partir de la ecuación (6-86).

$$\sigma^T = \sqrt{\frac{2\hat{C}^T(f)}{n_d} (1 - \hat{C}^T(f))^2} \quad (6-86)$$

Donde  $n_d = 3$  corresponde al número de segmentos solapados para 240 datos con un factor de solapado de 50%. Se realizaron ensayos con diferentes número de evaluaciones ( $Ev = 1, 10$  y  $100$ ), para cada uno de los métodos que se emplearon en la estimación de la función de coherencia teórica.



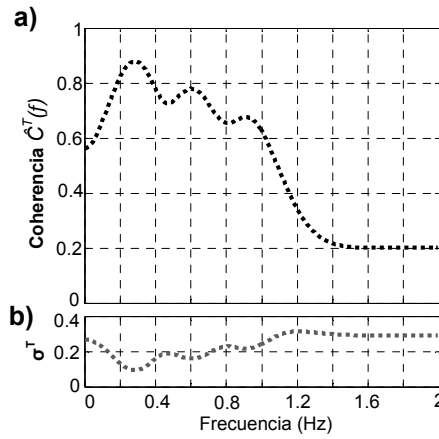


Figura 6-11. a) Función de coherencia teórica y b) desviación estándar aproximada.

La raíz del error cuadrático medio (*RECM*) se calculó mediante la ecuación (6-87) se empleó para cuantificar la variabilidad de las funciones de coherencia estimada con los métodos del periodograma, ARM y MUSIC. Los ensayos se realizaron con evaluaciones (*Ev*) de 1, 10 y 100 muestras. La  $\hat{C}_K^m(f)$  representa al vector de datos estimados con el método (*m*) elegido y  $\mu\{\hat{C}^m(f)\}$  es el promedio obtenido de los vectores de datos evaluados según *Ev*.

$$RECM(f) = \sqrt{\frac{1}{Ev} \sum_{k=1}^{Ev} \left( \hat{C}_K^m(f) - \mu\{\hat{C}^m(f)\} \right)^2} \quad (6-87)$$

Por otra parte, el sesgo se empleó para determinar el parecido de las funciones de coherencia teórica contra las promedios.

$$Sesgo = \left| \mu\{\hat{C}^m(f)\} - \hat{C}^T(f) \right| \quad (6-88)$$

Donde  $\mu\{\hat{C}^T(f)\}$  representa al vector de datos de la función de coherencia teórica.

Otros parámetros de comparación obtenidos fueron los valores de sesgo, RECM en 0.283 Hz de los vectores de datos obtenidos con los métodos de estimación del periodograma, ARM y MUSIC. Asimismo, se obtuvieron los valores máximos del vector datos del sesgo y RECM (apartado 8.2.5).

#### • Función de coherencia en señales simuladas

Se emplearon frecuencias que simulan la onda lenta ( $f_1$ ), y a su primer armónico ( $f_2$ ). Además, se utilizó otra frecuencia que representa a la respiración ( $f_3$ ). Las señales empleadas son  $x_1(n)$  que representa a las señales internas del EEnG y  $x_2(n)$  a la señal de superficie abdominal, estas señales solo tienen en común, a las frecuencias  $f_1$ , y  $f_2$ .

$$x_1(n) = \cos(2\pi f_1 n) + \cos(2\pi f_2 n) + Rb_1(n) \quad (6-89)$$

$$x_2(n) = A_1 \cos[2\pi(f_1 n + \varphi_1)] + A_2 \cos[2\pi(f_2 n + \varphi_2)] + A_3 \cos[2\pi(f_3 n + \varphi_3)] + Rb_2(n) \quad (6-90)$$

donde  $Rb_1(n)$  y  $Rb_2(n)$  son dos procesos aleatorios independientes de ruido blanco Gaussiano de media cero. Las fases  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\varphi_3$  en la señal  $x_2(n)$  son aleatorias. En esta señal simulada, la coherencia teórica debe ser igual a uno en las frecuencias  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $f_3$  y debe ser cero en las otras frecuencias. Las frecuencias empleadas son  $f_1 = 0.3$  Hz,  $f_2 = 0.6$  Hz,  $f_3 = 0.45$  Hz y  $N=240$  muestras. Cada ensayo fue de  $Ev=100$  evaluaciones de la función de coherencia con los estimadores del periodograma, ARM y MUSIC.

La amplitud de  $A_1$  para todos los casos se considero con 1 y  $A_2$  con valores de 1, 0.2 y 5, mientras que  $A_3$ , tomó los valores de 0, 1 y 0.6 de acuerdo al caso analizado. Además, la función se evaluó para una relación señal-ruido interna ( $SNR_i$ ) con un valor constante de 60 dB simulando las condiciones internas, mientras que para la relación señal-ruido externa ( $SNR_e$ ) en los mayoría de los casos se empleó  $SNR_e = 5$  dB. Además, se emplearon valores de 5, 15 y 30 dB, suponiendo las condiciones externas.

La  $SNR$  interna y externa empleada para simular las posibles condiciones que afectan a la señal del EEnG a través de  $Rb_1(n)$  y  $Rb_2(n)$  se ha calculado mediante la ecuación (6-91).

$$SNR = 10 \log \left( \frac{E_{señal}}{\sigma_{ruido}^2} \right) \quad (6-91)$$

siendo  $E_{señal}$ , la energía correspondiente a la señal aleatoria a evaluar (6-92) y  $\sigma_{ruido}^2$  la varianza del ruido (6-93).

$$E_{señal} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^2(n) \quad (6-92)$$

$$\sigma_{ruido}^2 = \frac{E_{señal}}{\frac{SNR}{10^{10}}} \quad (6-93)$$

El promedio de la función de coherencia ( $\mu\{\hat{C}^m(f)\}$ ) de  $E_v = 100$  evaluaciones para los diferentes métodos (m) de estimación espectral es determinado por la ecuación (6-94). Donde  $\hat{C}_i^m$  es la función de coherencia de cada evaluación.

$$\mu\{\hat{C}^m(f)\} = \frac{1}{E_v} \sum_{i=1}^{E_v} \hat{C}_i^m(f) \quad (6-94)$$

Los casos analizados de la función de coherencia con  $x_1(n)$  y  $x_2(n)$  son los siguientes:

- **Caso 1:** Para analizar el efecto del ruido se usaron dos señales que tienen en común las dos senoidales con frecuencia  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz que simulan la frecuencia de la onda lenta y un armónico, usando una  $SNR_i$  de 60 dB que representa la condición del registro interno del EEnG para una señal, mientras que la otra señal se utilizó una amplitud unitaria  $A_1=1$ ,  $A_2=1$  y  $A_3=0$  en la cual se varió la  $SNR_e$  en 5 dB, 15 dB y 30 dB, para simular posibles condiciones externas que afectan al registro en superficie del EEnG. Además, las fases que simulan las condiciones externas son aleatorias. Se determinó la RECM (ecuación (6-87)) y la función de coherencia promedio estimada con el método del periodograma, ARM y MUSIC (ver apartado 8.3.1).
- **Caso 2:** Para analizar un posible efecto que se podría causar en las amplitudes de las señales externas por la atenuación de las capas abdominales [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003] sobre los resultados de la función de coherencia estimada, se utilizaron amplitudes diferentes en una de las componentes de frecuencia que representa a la señal en superficie abdominal, utilizándose  $A_1=1$ ,  $A_3=0$  y cambiándose  $A_2$  con 1, 0.2 y 5 con componentes de frecuencia  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz y una  $SNR_e$  de 5 dB, mientras que la señal cosenoidales que representa al registro interno son de amplitud unitaria y solo contiene componentes de frecuencia  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  con una  $SNR_i$  de 60 dB. El resultado cuando  $A_2 = 1$  se obtiene en el caso 1. En este

caso se determinan las funciones de coherencia y se obtienen los valores de coherencia promedio (ecuación (6-94)) y desviación típica en las componentes  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz para ver si se tiene algún cambio en la respuesta de la función de coherencia estimados con los distintos métodos para los diferentes amplitudes de  $A_2$  (ver apartado 8.3.2).

- **Caso 3** Para evaluar el efecto de la respiración en la respuesta de la función de coherencia, se utilizó en la señal  $x_1(n)$  solo dos componentes de frecuencias  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz que representan a la señal de la onda lenta y su primer armónico respectivamente, con una  $SNR_i$  de 60 dB, representando a la posible condición de la señal interna del EEnG. La señal  $x_2(n)$  que representa al registro de superficie abdominal, en este caso estará formada por tres componentes de frecuencia  $f_1=0.3$  Hz;  $f_2=0.6$  Hz;  $f_3=0.45$  Hz y amplitudes  $A_1=1$ ,  $A_2=1$  con una  $SNR_e$  de 5 dB. La componente de frecuencia  $f_3=0.45$ , simulará la señal de respiración y la amplitud asociada  $A_3$  en este análisis, se fue variando con valores de 0, 1 y 0.6. Por lo tanto, se estima la función de coherencia con los métodos del periodograma, ARM y MUSIC. Se obtiene el valor promedio de la coherencia (ecuación (6-94)) y desviación típica en las frecuencia  $f_3=0.45$ , y se determina mediante la ecuación (6-95) un porcentaje de amplitud en la componente en 0.45 Hz, para conocer que método es más o menos sensible a la posible componente de la respiración que podría presentarse en los registros de superficie abdominal del EEnG. Donde  $\hat{C}^m(f_R)$  frecuencia de referencia que es la respuesta de la función de coherencia promedio en el rango de 0.8 Hz a 2 Hz y  $\hat{C}^m(f_3)$  es el valor de coherencia promedio en  $f_3= 0.45$  Hz.

$$\% \{ \hat{C}^m(f_3) \} = \left| \frac{\hat{C}^m(f_3) - \mu \{ \hat{C}^m(f_R) \}}{\hat{C}^m(f_3)} \right| * 100 \quad (6-95)$$

- **Función de coherencia de las señales del electroenterograma**

La función de coherencia fue obtenida con los métodos de estimación ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) de 10 sesiones de registro ( $N=1537$  minutos), obtenidas de 5 perros en estado de ayuno. Cabe aclarar que al aplicar la función de coherencia sobre los registros del EEnG, no se emplea el método del periodograma, puesto que en los apartados 8.2 y 8.3 es la técnica que presenta más desventajas para el análisis de registros de corta duración. Además, solo fue empleada para realizar una comparación para contrastar resultados.

La evaluación de la función de coherencia para ARM y MUSIC, se realizó entre el registro de la señal del EEnG de superficie abdominal y cada uno de los punto de registro internos, obteniéndose la coherencia en una ventana de 0 a 2 Hz entre superficie-duodeno ( $\hat{C}^m(f)_{SD}$ ), superficie-ángulo de Treitz ( $\hat{C}^m(f)_{ST}$ ), superficie-yeyuno 1 ( $\hat{C}^m(f)_{SY1}$ ), superficie-yeyuno 2 ( $\hat{C}^m(f)_{SY2}$ ), superficie-yeyuno3 ( $\hat{C}^m(f)_{SY3}$ ) y superficie-íleon ( $\hat{C}^m(f)_{SI}$ ). Donde  $m$  representa a la técnica empleada para estimar la función de coherencia. En la figura 6-12 se muestra el diagrama a bloques del proceso de cómo se evaluó la función de coherencia previo filtrado y diezmado de la señal del EEnG (apartado 6.4).

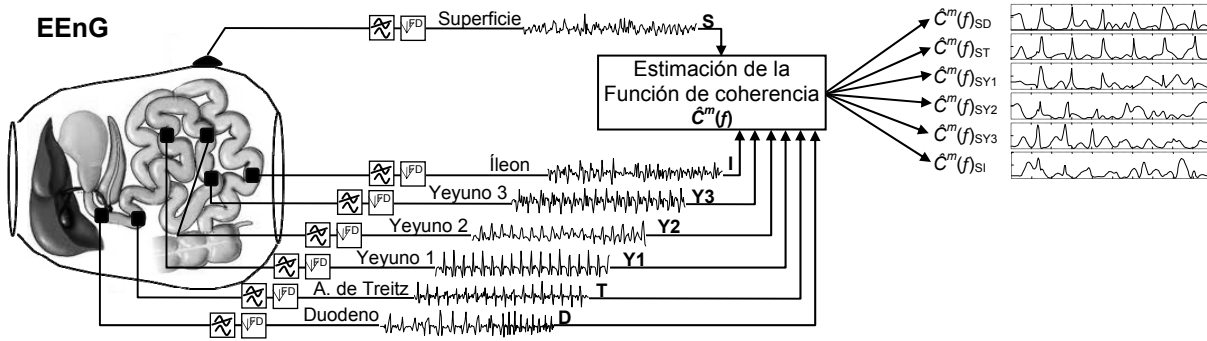


Figura 6-12. Diagrama a bloques para estimar la función de coherencia con el método del periodograma, ARM y MUSIC.

Para conocer la concentración de valores de coherencia máximos en torno a la frecuencia de la onda lenta para cada sesión de registro, se determina el porcentaje de valores de coherencia máximos de un punto de registro ( $\hat{C}^m(f)_{PRmax}$ ) en el rango de frecuencia de 0.2 Hz a 0.4 Hz mediante la ecuación (6-96).

$$\hat{C}^m(f)_{PRmax} = \left( \frac{N\hat{C}_{max}^m(f)_{PR}}{N\hat{C}_{max}^m(f)_{TPR}} * 100 \right) \tag{6-96}$$

donde  $m$  es el estimador de la función de coherencia (ARM o MUS),  $PR$  es el punto de registro (SD, ST, SY1, SY2, SY3 y SI),  $N\hat{C}_{max}^m(f)_{PR}$  es el número de valores de coherencia máximos en un punto de registro de una sesión y  $N\hat{C}_{max}^m(f)_{TPR}$  es el número de valores de coherencia máximos de todos los puntos de registro en el rango de frecuencia de 0.2 Hz a 0.4 Hz. El porcentaje global de los valores máximos de coherencia ( $\%_g\{\hat{C}^m(f)_{max}\}$ ) en cada punto de registro de todas las 10 sesiones ( $s$ ) son obtenidos por la ecuación (6-97).

$$\%_g\{\hat{C}^m(f)_{max}\} = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s \hat{C}_j^m(f)_{PRmax} \tag{6-97}$$

La ecuación (6-98) determina la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^m(f)\}$  de todas las sesiones de  $N$  minutos para cada punto de registro. Se elige el valor máximo de coherencia de la  $\mu\{\hat{C}^m(f)\}$  y la componente de frecuencia de la onda lenta ( $f_{OL}$ ) que está asociada a esta coherencia en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz (ver Tabla 8-8 y Tabla 8-11). Donde  $\hat{C}_i^m(f)$  corresponde a la función de coherencia entre el registro externo y los internos del EEnG.

$$\mu\{\hat{C}^m(f)\} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \hat{C}_i^m(f) \tag{6-98}$$

Se obtiene el porcentaje del coeficiente de variación de la coherencia para  $f = f_{OL}$  ( $CV\hat{C}^m(f_{OL})$ ) mediante la ecuación (6-99).

$$CV\hat{C}^m(f_{OL}) = \left( \frac{\sigma_{\hat{C}^m(f_{OL})}}{\mu\{\hat{C}^m(f_{OL})\}} * 100 \right) \tag{6-99}$$

Donde  $\sigma_{\hat{C}^m(f_{OL})}$  es la desviación estándar de todos los valores de coherencia de la sesión analizada en  $f_{OL}$  y  $\mu\{\hat{C}^m(f_{OL})\}$  es el promedio de los valores de coherencia en  $f_{OL}$ .

El resultado global de las 10 sesiones ( $s$ ) en cada punto de registro se determina a través de las ecuaciones (6-100) a (6-102). Donde  $f_{OLj}$ ,  $\hat{C}_j^m(f_{OL})$  y  $CV\hat{C}_j^m(f_{OL})$  representan a la frecuencia de la onda lenta, función de coherencia y coeficiente de variabilidad de la función de coherencia respectivamente, obtenidas de cada una de las sesiones para cada uno de los punto de registro.

$$f_{OLg} = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s f_{OLj} \quad (6-100)$$

$$\hat{C}^m(f_{OL})_g = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s \hat{C}_j^m(f_{OL}) \quad (6-101)$$

$$CV\hat{C}^m(f_{OL})_g = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s CV\hat{C}_j^m(f_{OL}) \quad (6-102)$$

Para observar el comportamiento de los valores de coherencia máximos de cada minuto analizado en toda la sesión de registro (ver Tablas 8-9 y 8-12), se determinó mediante la ecuación (6-103), la función de coherencia promedio de los valores de coherencia máximos ( $\mu\{\hat{C}_{max}^m(f)\}$ ) y desviación estándar típica, obtenidos en todas las sesiones en el intervalo de frecuencia de 0.2 Hz a 0.4 Hz entre la señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos con ambos métodos ( $m$ ) de estimación espectral.

$$\mu\{\hat{C}_{max}^m(f)\} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \hat{C}_{maxi}^m(f) \quad (6-103)$$

donde  $\hat{C}_{maxi}^m$  es el valor de coherencia máximo determinado de cada minuto ( $i$ ) de señal analizada. Además, se obtiene la componente de frecuencia de la onda lenta ( $\bar{f}_{OLi}$ ) asociada a cada valor de coherencia máximo con lo que se consigue el promedio de las frecuencias de la onda lenta ( $\bar{f}_{OL}$ ) mediante la ecuación (6-104).

$$\bar{f}_{OL} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_{OLi} \quad (6-104)$$

El porcentaje del coeficiente de variación de la función de coherencia estimada con ambos métodos ( $CV\hat{C}^m(f)$ ), se determinó empleando el promedio y desviación estándar de  $\mu\{\hat{C}^m(f)\}$  de cada sesión de registros, donde  $L$  corresponde al número de muestras de la ventana de análisis (240).

$$CV\hat{C}^m(f) = \left( \frac{\sigma_{\mu\{\hat{C}^m(f)\}}}{\mu\left\{\frac{1}{L} \sum_{k=1}^L \hat{C}_k^m(f)\right\}} * 100 \right) \quad (6-105)$$

Los resultados globales fueron determinados a través de la ecuación (6-106) a (6-108). Donde  $\bar{f}_{OLmaxj}$ , es la frecuencia de la onda lenta promedio donde se alcanza el valor de coherencia máximo en una sesión en los diferentes puntos de registro y  $\mu\{\hat{C}_{maxj}^m(f)\}$  corresponde al promedio de los valores de coherencia máximo promedio en el rango de frecuencias de 0.2 Hz a 0.4 Hz. Mientras que  $CV\hat{C}_j^m(f)$  representa el porcentaje del coeficiente de variación de la función de coherencia de una sesión de registro.

$$\bar{f}_{OLg} = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s \bar{f}_{OLmaxj} \quad (6-106)$$

$$\mu\{\hat{C}_{max}^m(f)\}_g = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s \mu\{\hat{C}_{maxj}^m(f)\} \quad (6-107)$$

$$CV\hat{C}^m(f)_g = \frac{1}{s} \sum_{j=1}^s CV\hat{C}_j^m(f) \quad (6-108)$$



---

# Capítulo 4

---

## *Resultados*

---





---

## 7. Identificación espectral de la onda lenta

---

### 7.1 Introducción

En esta sección, se presenta la evaluación de 4 técnicas de análisis espectral paramétrico. Inicialmente se emplearon diferentes órdenes en cada una de ellas, con la finalidad de obtener la identificación de las componentes de frecuencias contenidas en una señal simulada y conocer la resolución en frecuencia que puede proporcionar cada una de las técnicas evaluadas (apartado 7.2). El análisis se hizo en base a la resolución en frecuencia, sesgo y robustez en presencia de ruido.

El criterio de información de Akaike (AIC), fue utilizado para estimar el orden óptimo de los modelos AR, ARMA, Prony y MUSIC, aplicado a segmentos de datos pequeños de la señal del EEnG (apartado 7.3); puesto que normalmente en la práctica la cantidad de datos es limitada.

Los órdenes obtenidos fueron usados para estimar la respuesta espectral mediante los distintos estimadores paramétricos sobre la señal real del EEnG y comparar sus espectros, para identificar mediante los picos espectrales máximos la frecuencia de repetición de la onda lenta (apartado 7.4). Se determinó la inestabilidad de la frecuencia dominante y posteriormente un estudio estadístico de datos pareados de las frecuencias de la onda lenta, permitirá identificar qué puntos de registro internos no presentan diferencias estadísticamente significativas con el registro de superficie. Además, se realizó una comparativa de los resultados obtenidos en cada modelo (apartado 7.4.5). De este análisis se determinó qué técnicas de estimación serán empleadas en la evolución de los picos espectrales dominantes a lo largo del tiempo para la identificación de patrones de variación en la frecuencia de repetición de la onda lenta a lo largo del registro de la señal del EEnG (apartado 7.5).

## 7.2 Estudio de la resolución de los modelos de estimación espectral (señales simuladas)

En este apartado, se evalúan las 4 técnicas de análisis espectral paramétrico con órdenes diferentes, para identificar a través de la densidad espectral de potencia (PSD) las componentes en las frecuencias de  $f_1 = 0.2$  Hz (12 cpm) y  $f_2 = 0.3$  Hz (18 cpm) contenidas en una señal senoidal simulada (apartado 6.4.2), y determinar la separación ( $\Delta f$ ) de las frecuencia de las componentes en cada una de las técnicas evaluadas con SNR igual a 0, 5, 10 y 50 dB.

### 7.2.1 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo AR

En la figura 7-1 se muestra la densidad espectral de potencia (PSD) obtenida con el modelo AR para órdenes y SNR diferentes. Puede observarse en las ampliaciones de la figura 7-1a,b, que cuando la SNR está entre 0 y 5 dB, los órdenes mayores a 20 y 30 pueden resolver la separación de las dos componentes alrededor de las frecuencias  $f_1 = 0.2$  Hz, y  $f_2 = 0.3$  Hz con una  $\Delta f = 0.1$  Hz (6 cpm). Además, con SNR = 5 dB se aprecia que con un orden 10, también logra resolver la separación de las componentes (Figura 7-1b). Sin embargo, con  $p = 5$  no se logra la separación de ambas frecuencias.

Al incrementar la SNR en 10 y 50 dB con órdenes 20 y 30, solo se aprecia que mejora la definición de los picos espectrales de las componentes en torno a las frecuencias  $f_1 = 0.2$  Hz y  $f_2 = 0.3$  Hz, manteniendo la separación de frecuencia de 0.1 Hz (6 cpm), como se observa en la figura 7-1b,c. También puede observarse que los picos espectrales presentan un desplazamiento en torno a las frecuencias de interés de acuerdo al orden evaluado.

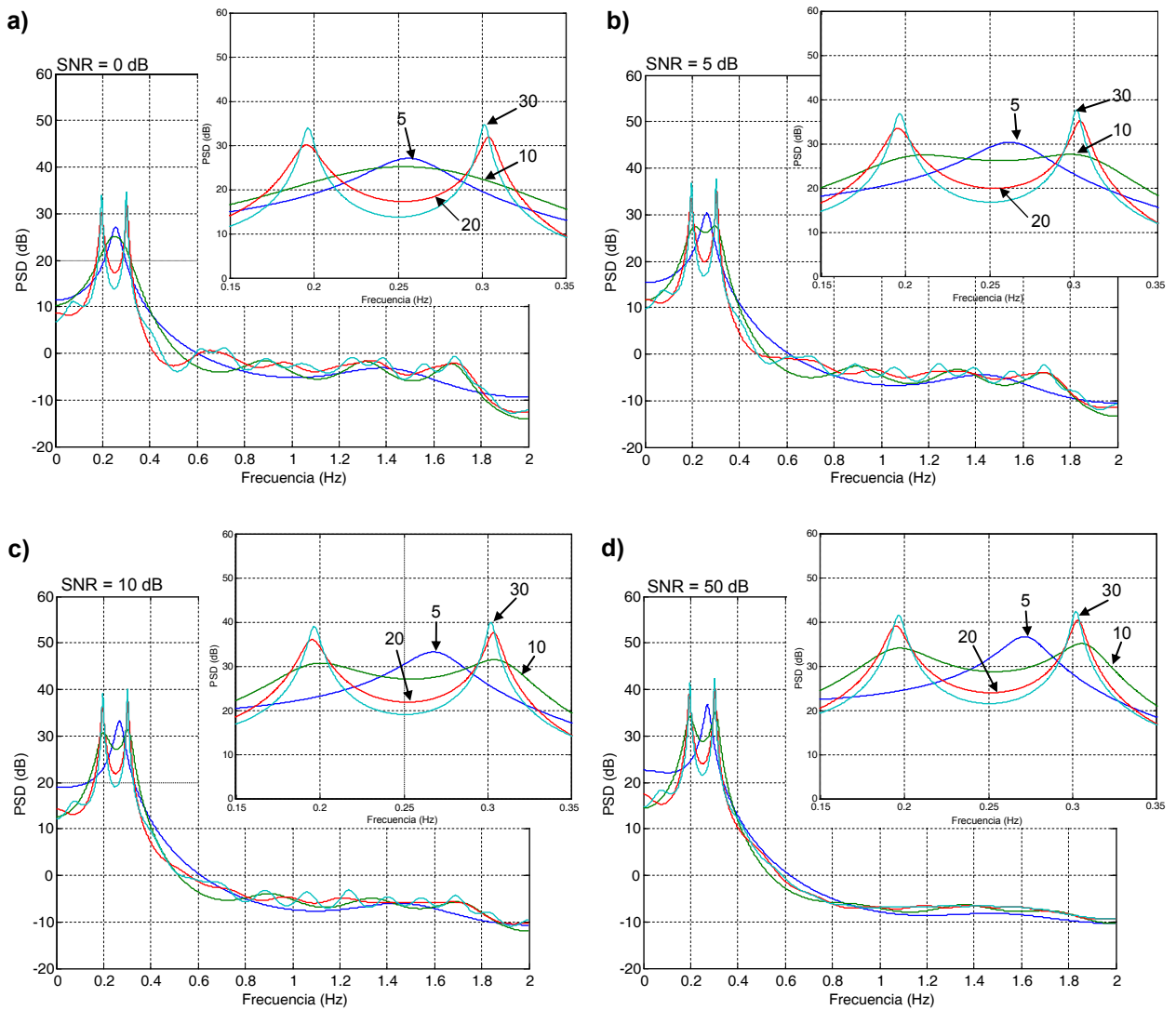
### 7.2.2 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo ARMA

Para evaluar el modelo ARMA con la señal simulada, se eligió el orden  $q = 1$ , para que la evaluación con las técnicas que manejan un orden fuera más homogénea.

La figura 7-2 presenta la PSD obtenida con la técnica ARMA para diferentes órdenes y SNR evaluados. La ampliación de la figura 7-2a muestra que al utilizar los órdenes  $p = 10$  y  $q = 1$  en el modelo ARMA, se resuelve ajustadamente la separación ( $\Delta f$ ) de las componentes de frecuencia en  $f_1 = 0.2$  Hz y  $f_2 = 0.3$  Hz de la señal simulada, lo que no se logra con el modelo AR con  $p = 10$ . Sin embargo, a diferencia del modelo AR, el modelo ARMA introduce picos no deseados más notorios en las frecuencias elevadas.

La ampliación de la figura 7-2b permite observar mejor la separación de frecuencias en  $f_1 = 0.2$  Hz (12 cpm) y  $f_2 = 0.3$  Hz (18 cpm), cuando la SNR = 5 dB y con órdenes  $p = 10$  y  $q = 1$ . Además, con  $p = 20$ ,  $q = 1$  y  $p = 30$ ,  $q = 1$ , los picos de los espectros quedan mejor definidos en las frecuencias de interés. No obstante, puede apreciarse la existencia de picos indeseables en el espectro de potencia en frecuencias más altas.

En la ampliación de la figura 7-2c,d se muestra que los picos de la respuesta espectral presenta un desplazamiento en torno a la frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  cuando  $q = 1$  y  $p = 10$ ,  $p = 20$ , siendo más notorio cuando  $p = 5$ . Sin embargo, en la ampliación de la figura 7-2d cuando SNR = 50 dB y  $p = 30$ ,  $q = 1$ , no se presenta el desplazamiento de los picos espectrales resolviéndose la separación de las componentes de frecuencia  $\Delta f = 0.1$  Hz (6 cpm) con gran definición en las frecuencias de interés.

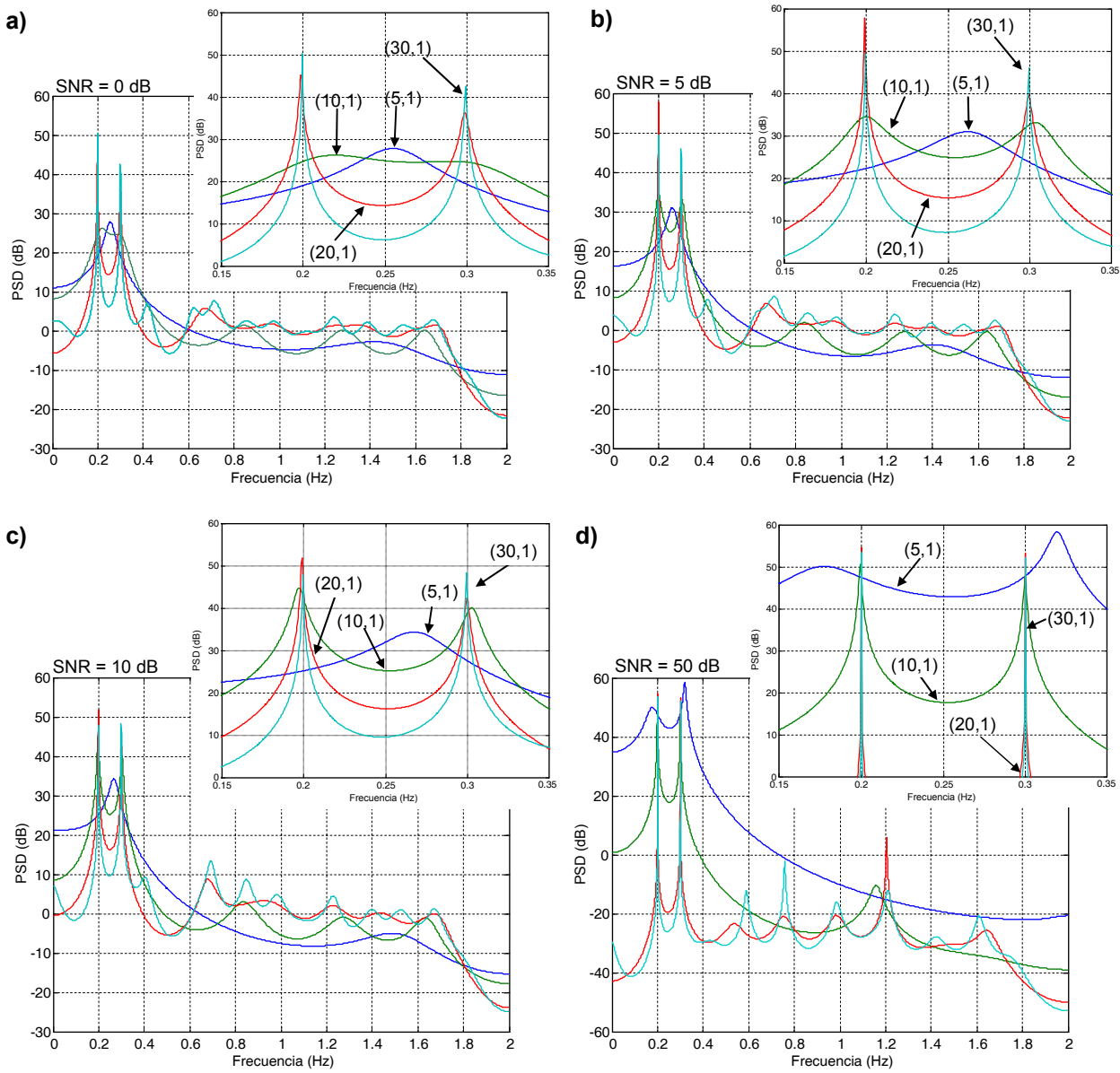


**Figura 7-1.** Evaluación del modelo AR con órdenes  $p = 5, 10, 20, 30$  y ampliación de la separación de las componentes de frecuencia, **a)** con SNR = 0 dB, **b)** con SNR = 5 dB, **c)** con SNR = 10, **d)** con SNR = 50.

### 7.2.3 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo Prony

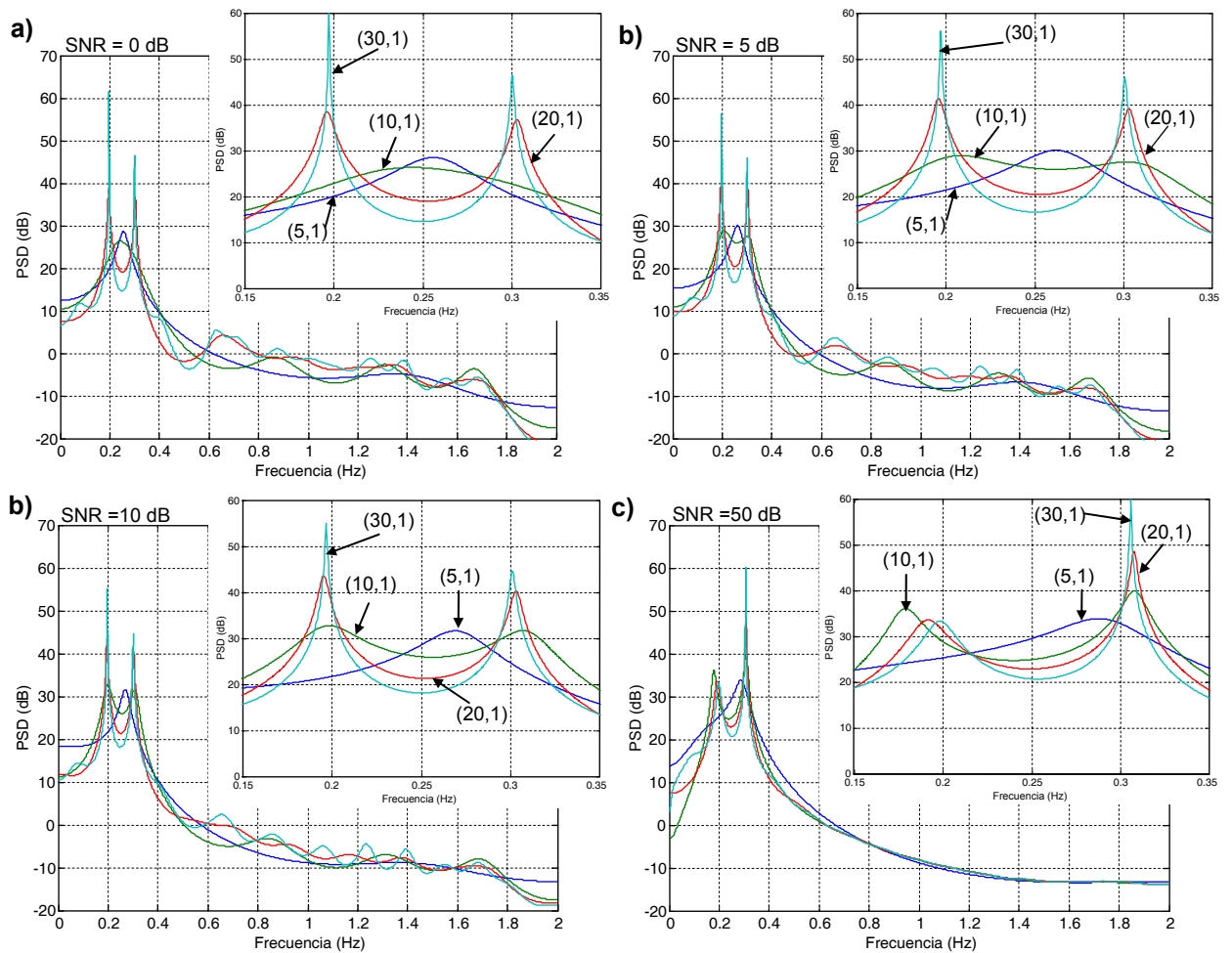
En la figura 7-3 se exhibe la respuesta de la PSD obtenida con el modelo Prony. Cuando se tiene una SNR = 0 dB y los órdenes son iguales o mayores a  $p = 20$  y  $q = 1$ , se aprecia que se logra la separación  $\Delta f = 0.1$  Hz (6 cpm) de las componentes de frecuencia  $f_1$  y  $f_2$ , como se observa en la ampliación de la figura 7-3a. A diferencia del modelo ARMA, el método de Prony no logra separar las componentes de frecuencia con  $p = 10$  y  $q = 1$ . Sin embargo al cambiar el valor de la SNR = 5 dB, la ampliación de la figura 7-3b, muestra que las componentes de frecuencia de la señal senoidal, pueden ser identificarse con valores iguales o mayores a  $p = 10$  y  $q = 1$ .

Por otra parte, pueden observarse picos no deseados por arriba de las frecuencias 0.2 Hz y 0.3 Hz, así como el desplazamiento del pico espectral en la respuesta de la PSD alrededor de las frecuencias de interés.



**Figura 7-2.** Evaluación del modelo ARMA con órdenes  $(p,q) = (5,1), (10,1), (20,1), (30,1)$  y ampliación de la separación de las componentes de frecuencia, **a)** con SNR = 0 dB, **b)** con SNR = 5 dB, **c)** con SNR = 10 dB, **d)** con SNR = 50 dB.

En la ampliación de la figura 7-3c se aprecia que al aumentar la SNR = 10 dB, la PSD obtenida cuando  $p = 10$  y  $q = 1$  proporciona la identificación de las componentes de frecuencia mediante los picos espectrales. Al cambiar el valor de la SNR = 50 dB, en la ampliación de la figura 7-3d puede verse un desplazamiento de los picos del espectro en torno a la frecuencia  $f_i = 0.2$  Hz (12 cpm) que puede ser producto del efecto de fase inicial; en contraste al modelo ARMA, el método Prony experimenta más sensibilidad a la fase inicial cerca de las frecuencias de interés. No obstante la técnica ARMA presenta más picos no deseados a lo largo de la frecuencia en la ventana de análisis.



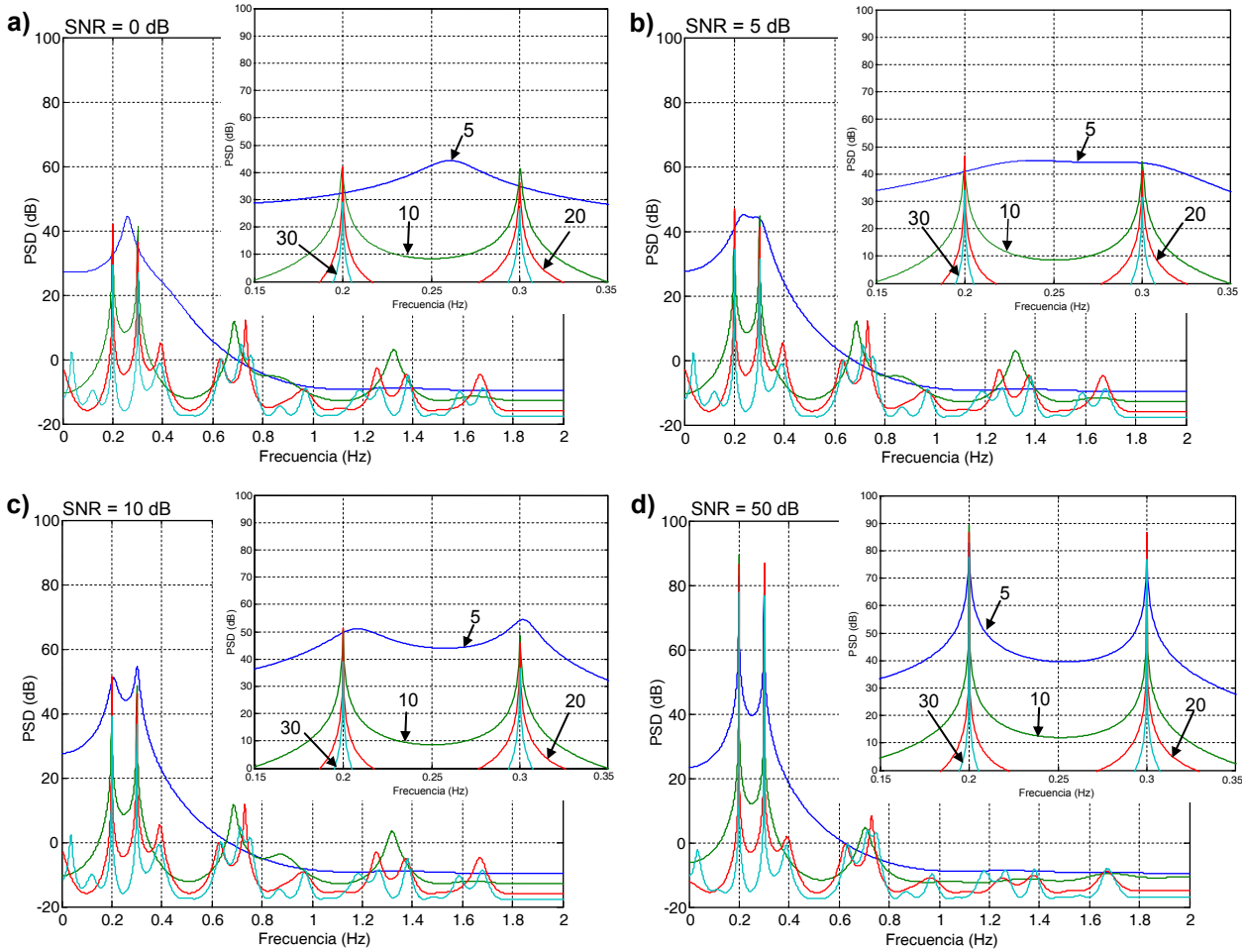
**Figura 7-3.** Evaluación del modelo Prony con órdenes  $(p,q) = (5,1), (10,1), (20,1), (30,1)$  y ampliación de la separación de las componentes de frecuencia, **a)** con SNR = 0 dB, **b)** con SNR = 5 dB, **c)** con SNR = 10, **d)** con SNR = 50 dB.

### 7.2.4 Resolución frente al orden y la relación señal ruido en el modelo MUSIC

En la figura 7-4 se presenta la PSD del modelo MUSIC cuando se tienen valores de SNR de 0 y 5 dB. La ampliación de la figura 7-4a muestra que con SNR = 0 dB y un orden mayor o igual a 10, la separación de las componentes de frecuencia  $f_1$  y  $f_2$  puede resolverse. Además, puede notarse que tres de los espectros muestran mejor definición en torno a las frecuencias de interés que con los otros métodos. Sin embargo, se tiene también la presencia de picos no deseados en componentes de frecuencias que no corresponden a la señal senoidal. Al aumentar la SNR = 5 dB, en la ampliación de la figura 7-4b se observa, que con un orden igual o menor que 5, la separación de los picos espectrales no es clara, resultando en un desplazamiento de la  $f_1$ .

Por otra parte, se observa en la figura 7-4c que al usar una SNR = 10 dB con un orden  $p = 5$ , se tiene mejor identificación de las componentes de frecuencia, aunque el pico del espectro en la componente de frecuencia  $f_1$  muestra un desplazamiento en torno a 0.2 Hz. Sin embargo al aumentar la SNR = 50 dB, se puede ver que la separación ( $\Delta f = 0.1$  Hz) de las componentes de frecuencia  $f_1$  y  $f_2$ , se resuelven para los órdenes evaluados y están mejor definidas en la frecuencia de interés (Figura 7-4d). Además el resultado de esta técnica, no muestra el desplazamiento de los picos del espectro como en los otros tres métodos evaluados.

Pero puede apreciarse la aparición de picos no deseados en todo el ancho de banda de la señal simulada.



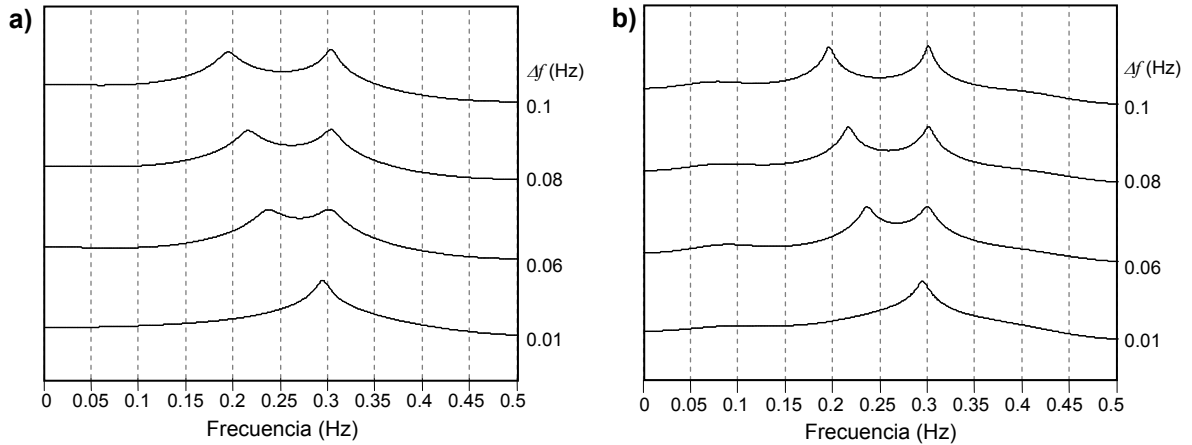
**Figura 7-4.** Evaluación del modelo MUSIC con órdenes  $p = 5, 10, 20, 30$  y ampliación de la separación de las componentes de frecuencia, **a)** con SNR = 0 dB, **b)** con SNR = 5 dB, **c)** con SNR = 10, **d)** con SNR = 50 dB.

### 7.2.5 Comparativa de los modelos de estimación espectral

En el apartado 7.2 quedó demostrado que todos los modelos logran una separación de las componentes  $\Delta f = 0.1$  Hz (6 cpm) con una SNR = 5 dB y órdenes superiores a  $p = 10$ ; excepto el modelo MUSIC que solo requiere un orden mayor que 6. Con la finalidad de determinar hasta dónde son capaces de separar las componentes de frecuencia de la señal simulada los modelos AR, ARMA, Prony y MUSIC, se cambió la frecuencia  $f_1$  de la señal simulada por los valores de 0.2 Hz, 0.22 Hz, 0.24 Hz y 0.29 Hz, manteniéndose  $f_2$  en 0.3 Hz.

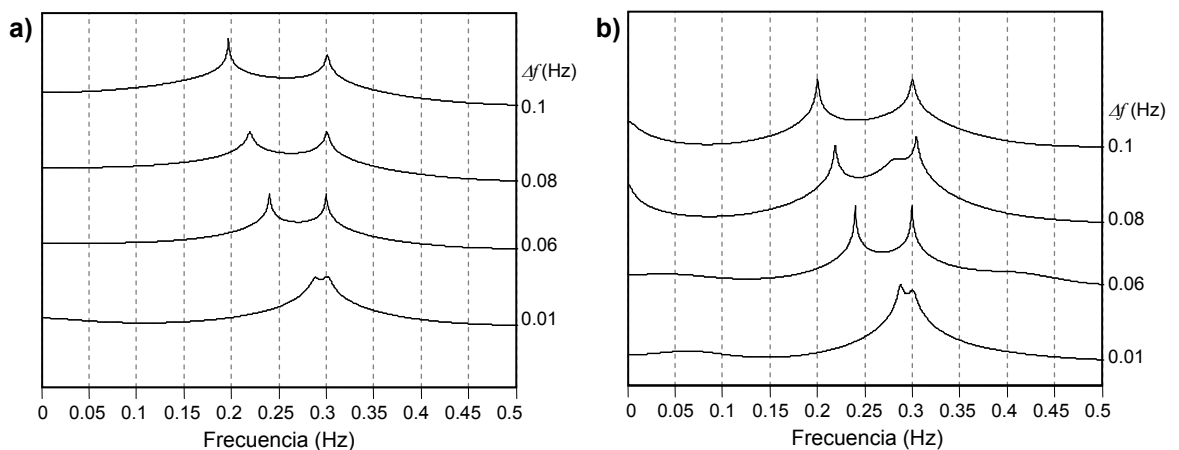
Además, se utilizó una relación señal ruido de 0 dB, para tratar de simular posibles condiciones reales en las que se encuentra inmersa la señal mioeléctrica intestinal. Todos los modelos fueron evaluados bajo las mismas condiciones y se emplearon órdenes  $p$  de 20 y 30, puesto que lograron una mejor definición de los picos espectrales en las componentes de frecuencia en los apartados 7.2.1 a 7.2.4. De la figura 7-5 a la figura 7-8 pueden apreciarse como cambia en cada uno de los modelos de manera diferente la definición de los picos del espectro en las componentes de frecuencia a medida que se acerca  $f_1$  a  $f_2$ .

La figura 7-5, muestra la evolución progresiva de la densidad espectral obtenida para los órdenes 20 y 30. Puede observarse que a medida que se acerca los valores de frecuencia  $f_1$  (0.2 Hz, 0.22 Hz, 0.24 Hz y 0.29 Hz) a  $f_2$  (0.3 Hz), el modelo no puede resolver la separación de los picos de frecuencia para una  $\Delta f$  menor a 0.06 Hz (3.6 cpm) cuando  $p = 20$  (Figura 7-5a); mientras que para  $p = 30$ , la definición de los picos del espectro muestran mejor separación ( $\Delta f = 0.06$  Hz) de las componentes de frecuencia (Figura 7-5b), pero sin lograr obtener una  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm).



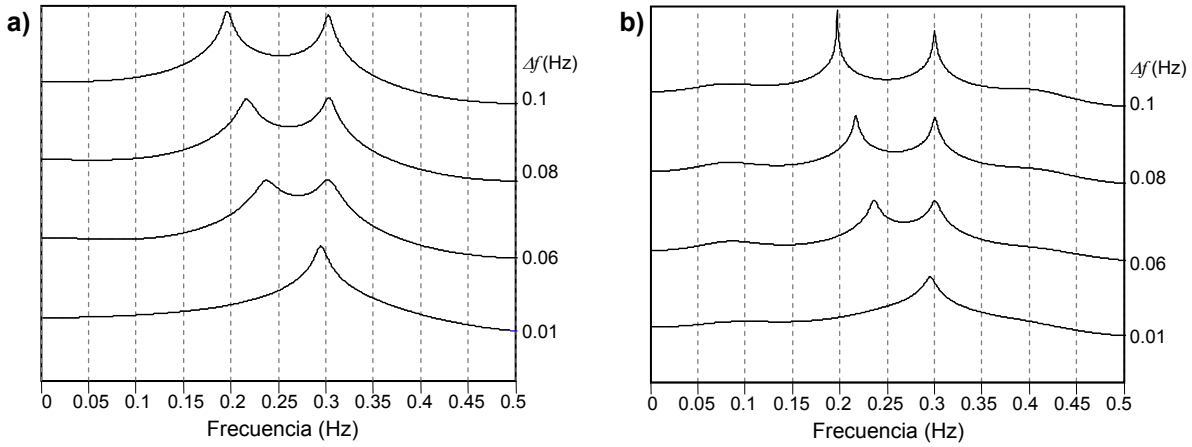
**Figura 7-5.** Evaluación de la separación de las componentes de frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  con el modelo: a) AR(20), b) AR(30), con una SNR = 0 dB

En la figura 7-6 se observa que para una SNR = 0 dB, la respuesta de la PSD del modelo ARMA define mejor los picos espectrales que el método AR, alcanzándose una separación apenas resuelta en  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm) entre las dos componentes de frecuencia que están más próximas cuando  $p = 20$  y  $q = 1$  (Figura 7-6a). Cuando los órdenes toman los valores de  $p = 30$  y  $q = 1$ , se aprecia que la definición de los picos espectrales mejora aun más (Figura 7-6b) y se nota más en  $\Delta f = 0.01$  Hz. Sin embargo, en la separación de frecuencia  $\Delta f = 0.08$  Hz (4.8 cpm), se produce una alteración en el espectro cercana a 0.3 Hz como posible consecuencia de los órdenes fijos utilizados (Figura 7-6b). No obstante se exhibe una separación superior de las componentes de frecuencia, que la alcanzada por el modelo AR.



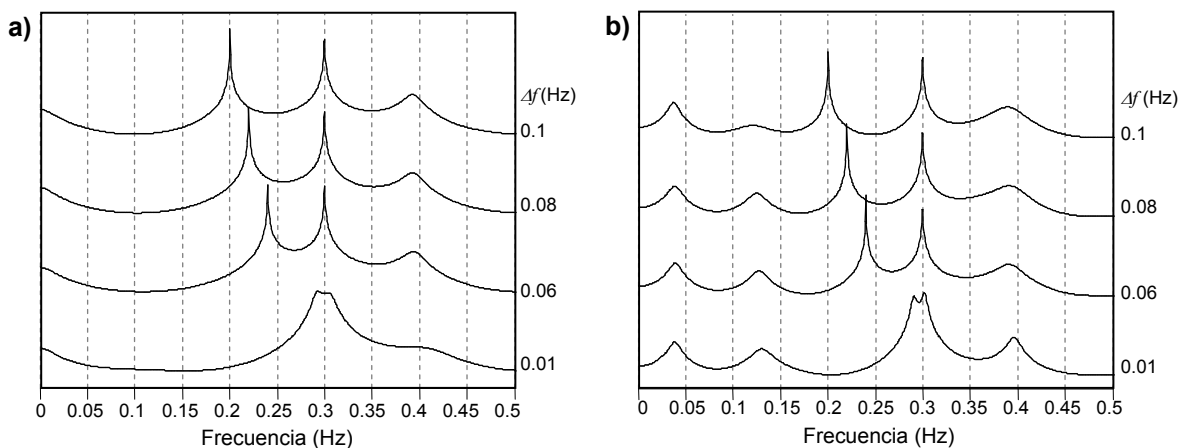
**Figura 7-6.** Evaluación de la separación de las componentes de frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  con el modelo: a) ARMA(20,1), b) ARMA(30,1), con una SNR = 0 dB

La figura 7-7 muestra la respuesta de la PSD obtenida con la técnica de Prony con una SNR = 0 dB. Puede notarse que con los órdenes  $p = 20$  y  $q = 1$  (Figura 7-7a), los picos espectrales pueden alcanzar a resolverse hasta  $\Delta f = 0.06\text{Hz}$  (2.1 cpm), mientras que con órdenes  $p = 30$  y  $q = 1$  (Figura 7-7b), los picos espectrales en las componentes de frecuencia están mejor definidos, presentando una respuestas espectral similar con el método AR, bajo estas mismas condiciones de evaluación.



**Figura 7-7.** Evaluación de la separación de las componentes de frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  con el modelo: **a)** Prony (20,1), **b)** Prony(30,1), con una SNR = 0 dB.

En la figura 7-8, se aprecia que la respuesta del modelo MUSIC es superior a la de los otros tres métodos evaluados, logrando una mejor definición en los picos espectrales de las componentes cercanas. La figura 7-8a muestra que para un orden 20 con SNR = 0 dB, las componentes de frecuencias pueden ser identificadas con dificultad cuando  $\Delta f = 0.01\text{ Hz}$  (0.6 cpm). Pero al utilizar un orden  $p = 30$ , las componentes de frecuencia más cercanas  $f_1$  y  $f_2$  se resuelven satisfactoriamente en  $\Delta f = 0.01\text{ Hz}$  (Figura 7-8b). Sin embargo, a diferencia de las otras técnicas los espectros resultantes presentan picos no deseados en componentes de frecuencia que no están en la señal simulada. Cabe señalar que las respuestas espectrales obtenidas en el caso de los modelos ARMA y Prony pueden cambiar, ya que dependen de la selección de dos órdenes. Al igual que en el AR o MUSIC puede aumentar la definición de los picos espectrales si se aumenta el orden.



**Figura 7-8.** Evaluación de la separación de las componentes de frecuencias  $f_1$  y  $f_2$  con el modelo: **a)** MUSIC(20), **b)** MUSIC(30), con una SNR = 0 dB.



La Tabla 7-1 y Tabla 7-2 resume la separación de frecuencia  $\Delta f$  usada en la evaluación y la que se obtiene con cada uno de los métodos de estimación espectral para los distintos órdenes utilizados.

La Tabla 7-1 muestra el resultado de  $\Delta f$  para una SNR = 0 dB y 5 dB, obtenida por los métodos de estimación espectral cuando la frecuencia  $f_1$  toma los valores de 0.2 Hz, 0.22 Hz, 0.24 Hz, y 0.29 Hz aproximándose a la frecuencia fija  $f_2 = 0.3$  Hz, resultado valores de  $\Delta f$  en torno a 0.1 Hz, 0.08 Hz, 0.06 Hz y 0.01 Hz respectivamente. Puede apreciarse que cuando SNR = 0 y 5 dB con  $p = 5$  (y  $q = 1$ , según el caso), ninguno de los modelos logra obtener la separación  $\Delta f$  de las componentes de frecuencia. En tanto Los modelos AR con  $p = 20$  y  $30$  y Prony con  $p = 20, 30$  y  $q = 1$ , obtienen una  $\Delta f$  máxima en torno a 0.06 Hz. La técnicas ARMA y MUSIC puede obtener una  $\Delta f$  en torno a 0.01 Hz cuando SNR = 0 y 5 dB con órdenes mayores a  $p = 20$  y  $q = 1$ . Sin embargo, cuando SNR = 5 dB con  $p = 10$  el método MUSIC es el único que logra separar las componentes en torno a  $\Delta f = 0.01$  Hz.

**Tabla 7-1.** Evaluación de los modelos AR, ARMA, PRONY y MUSIC con diferente separación ( $\Delta f$ ) de las componentes de frecuencia  $f_1$  y  $f_2$  de la señal simulada con SNR = 0, 5 dB y órdenes distintos de los modelos.

Modelo	Orden	SNR= 0 dB				SNR= 5 dB			
		$\Delta f$ (Hz)				$\Delta f$ (Hz)			
AR	(p)	0.1	0.08	0.06	0.01	0.1	0.08	0.06	0.01
	5	----	----	----	----	----	----	----	----
	10	----	----	----	----	0.088	----	----	----
	20	0.108	0.087	0.064	----	0.108	0.087	0.064	----
	30	0.105	0.085	0.064	----	0.105	0.085	0.064	----
ARMA	(p,q)								
	5,1	----	----	----	----	----	----	----	----
	10,1	0.105	----	----	----	0.096	0.078	0.060	----
	20,1	0.101	0.080	0.060	----	0.100	0.080	0.060	----
	30,1	0.100	0.080	0.060	----	0.100	0.080	0.600	0.010
Prony	(p,q)								
	5,1	----	----	----	----	----	----	----	----
	10,1	----	----	----	----	0.093	----	----	----
	20,1	0.107	0.086	0.065	----	0.107	0.087	0.066	----
	30,1	0.103	0.083	0.064	----	0.103	0.084	0.065	----
MUSIC	(p)								
	5	----	----	----	----	----	----	----	----
	10	0.101	0.080	0.061	----	0.100	0.080	0.060	0.007
	20	0.100	0.080	0.060	0.0094	0.100	0.080	0.060	0.008
	30	0.100	0.080	0.060	0.0093	0.100	0.080	0.060	0.010

---- No existe separación de frecuencias

La Tabla 7-2 recoge el resultado de  $\Delta f$  para una SNR = 10 y 50 dB, obtenida por los métodos de estimación espectral cuando la frecuencia  $f_1$  toma los valores de 0.2 Hz, 0.22 Hz, 0.24 Hz, y 0.29 Hz aproximándose a la frecuencia fija  $f_2 = 0.3$  Hz. Se puede observar que una SNR = 10 dB, el modelo AR logra una separación máxima en torno a 0.1 Hz, y con una SNR = 50 dB, la separación máxima se alcanza en 0.08 Hz cuando  $p = 10$ . También se aprecia que el método Prony mejora al obtener una separación máxima en torno a 0.08 Hz cuando la SNR = 0, pero al utilizar una SNR = 50 dB se obtiene una  $\Delta f = 0.06$  Hz con órdenes  $p = 10, q = 1$ . Por otra parte, el modelo ARMA con SNR = 50 dB logra una separación de frecuencias  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm) con órdenes  $p = 10$ , y  $q = 1$ ; mientras que el modelo MUSIC alcanza una  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm), para casi todos los órdenes evaluados cuando SNR = 10 y 50 dB.

**Tabla 7-2.** Evaluación de los modelos AR, ARMA, PRONY y MUSIC con diferentes separación ( $\Delta f$ ) de las componentes de frecuencia  $f_1$  y  $f_2$  de la señal simulada con SNR = 10, 50 dB y órdenes distintos de los modelos.

Modelo	Orden	SNR= 10 dB				SNR= 50 dB			
		$\Delta f$ (Hz)				$\Delta f$ (Hz)			
AR	(p)	<b>0.1</b>	<b>0.08</b>	<b>0.06</b>	<b>0.01</b>	<b>0.1</b>	<b>0.08</b>	<b>0.06</b>	<b>0.01</b>
	5	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
	10	0.108	-----	-----	-----	0.108	0.075	0.060	-----
	20	0.108	0.087	0.064	-----	0.108	0.087	0.065	-----
	30	0.105	0.085	0.064	-----	0.105	0.085	0.064	-----
ARMA	(p,q)								
	5,1	-----	-----	-----	-----	0.098	0.092	0.060	-----
	10,1	0.097	0.079	0.060	-----	0.099	0.079	0.060	0.010
	20,1	0.099	0.077	0.058	0.010	0.101	0.081	0.055	0.010
	30,1	0.101	0.081	0.069	0.010	0.101	0.080	0.060	0.010
Prony	(p,q)								
	5,1	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
	10,1	0.108	0.075	-----	-----	0.129	0.092	0.058	-----
	20,1	0.108	0.087	0.065	-----	0.116	0.088	0.066	-----
	30,1	0.104	0.085	0.065	-----	0.107	0.084	0.064	-----
MUSIC	(p)								
	5	0.094	0.073	0.049	-----	0.100	0.080	0.060	0.010
	10	0.100	0.080	0.060	0.009	0.100	0.080	0.060	0.010
	20	0.100	0.080	0.060	0.009	0.100	0.080	0.060	0.010
	30	0.100	0.080	0.060	0.009	0.100	0.080	0.060	0.010

----- No existe separación de frecuencias

En ambas tablas puede apreciarse que los datos de la separación de frecuencia  $\Delta f$  obtenida con cada una de las técnicas evaluadas, presentan una diferencia con respecto al valor de separación real entre las componentes de frecuencia elegidas. Puesto que los picos espectrales en las componentes de frecuencia muestran un valor en torno a los valores de frecuencia diferente a las frecuencias de interés, debido al desplazamiento que producen las técnicas de acuerdo al orden empleado y posiblemente es causado por el efecto de fase inicial que presentan los modelos. Así, de acuerdo a los resultados proporcionados por los modelos bajo las condiciones evaluadas, las técnicas que logran una mejor separación de componentes en la señal simulada, son la técnica MUSIC seguida por el método ARMA, Prony y por último AR.

### 7.3 Estimación del orden de la señal mioeléctrica del EEnG

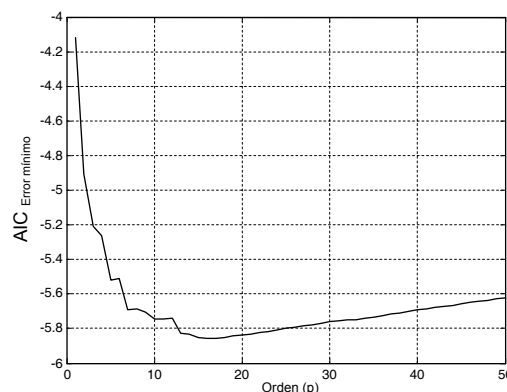
Uno de los aspectos más relevantes en la estimación espectral, es la determinación del orden u órdenes correctos, y más aún cuando existe la presencia de otras fuentes de señal (artefactos por movimiento, respiratorios, ECG etc). Todos los resultados obtenidos en este apartado han sido extraídos de 5 perros distintos.

En el apartado 7.2 se realizó la evaluación de los modelos con órdenes fijos, puesto que la SNR podía manipularse por tratarse de una señal simulada y determinar qué orden puede ser adecuado para la  $\Delta f$  de acuerdo a la SNR (tabla, 7-1 y 7-2). Sin embargo, en los registros del electroenterograma (EEnG), la SNR no es controlada y la señal proporcionará características distintas a las señales simuladas, con lo que los órdenes pueden ser muy diferentes. Por lo tanto, para determinar el orden de la señal del EEnG, se empleó el criterio de información de Akaike (AIC) para los métodos de estimación AR, ARMA, Prony y MUSIC (ver apartado 6.4.3).

El criterio de AIC se aplicó a cada uno de los minutos de señal del EEnG, tanto interno como externo. Los mismos análisis fueron aplicados a todas las 10 sesiones de registro, como el resultado de las gráficas presenta una forma similar, solo se muestra el resultado de una figura por cada una de las técnicas evaluadas.

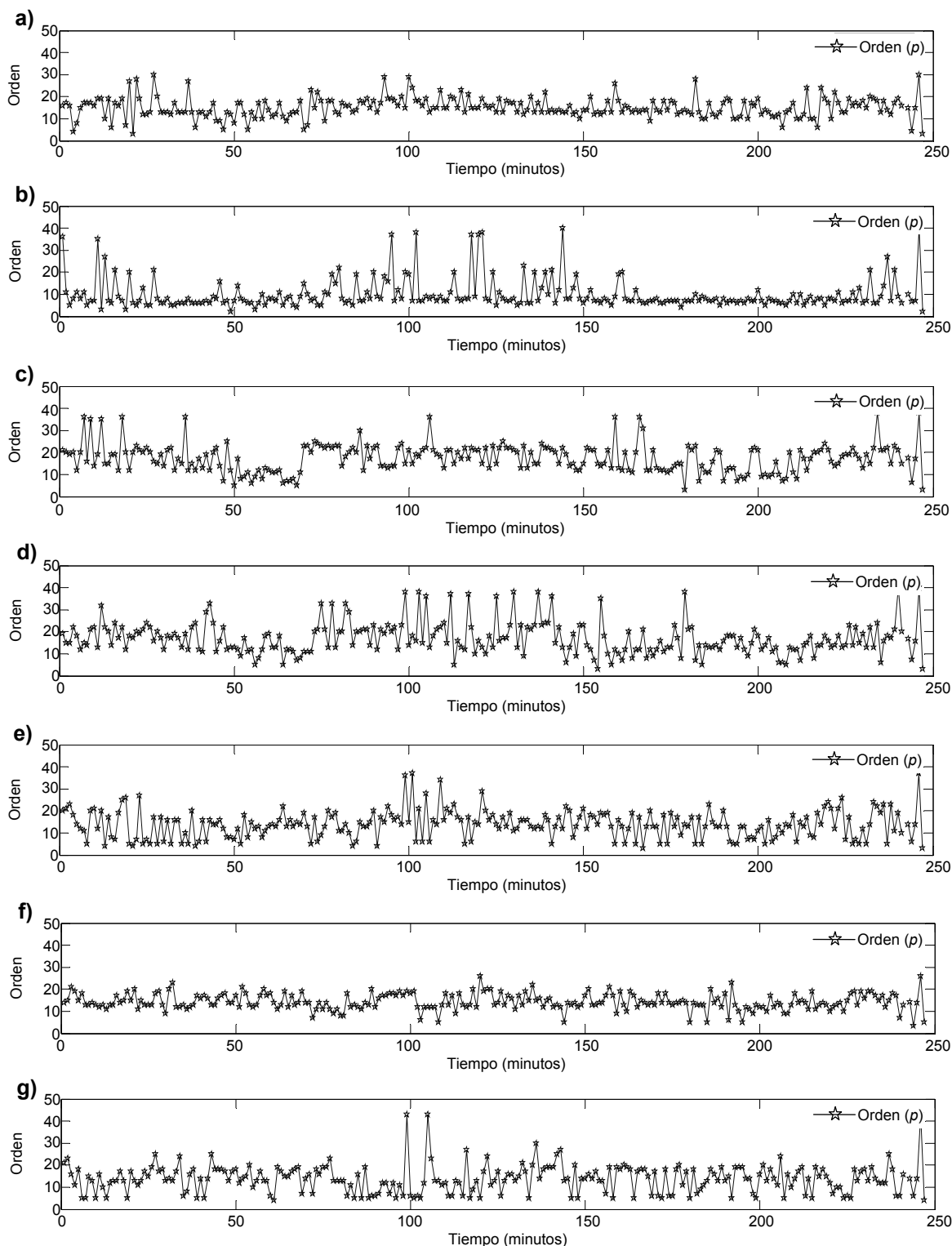
#### 7.3.1 Estimación del orden óptimo del modelo AR

Para ilustrar el cálculo del orden con el criterio de AIC, en la figura 7-9 se muestra un ejemplo de cómo se obtiene el orden adecuado para un minuto de señal del EEnG evaluando el criterio desde un orden 1 hasta un orden 50. Puede observarse que el error mínimo proporcionado por AIC para el minuto analizado establece que el orden debe ser 16. De acuerdo a la morfología del segmento de datos analizado, la gráfica cambiará proporcionando un orden para cada minuto que se analiza.



**Figura 7-9.** Respuesta del criterio AIC para la estimación del orden AR en un minuto de señal.

La figura 7-10 muestra el orden pronosticado en cada minuto con el criterio de AIC, en los puntos de medición interno y externo para una sesión de registros de 241 minutos que corresponden a la sesión 1. En la gráfica se observa, que en cada punto de medición tanto interno como en superficie abdominal, el orden obtenido cambia a lo largo del tiempo. También puede apreciarse, que en la superficie abdominal (Figura 7-10a) se tienen órdenes más uniformes, obteniéndose órdenes máximos de 30, mientras que internamente los órdenes presentan más variabilidad. Sin embargo, yeyuno3 (Figura 7-10f) es quien tiene menos variabilidad en el orden estando entre 10 y 20.



**Figura 7-10.** Progresión del orden óptimo  $p$  evaluado para el modelo AR con el criterio de AIC para los 241 minutos de la sesión 1: **a)** Superficie abdominal, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d,e,f)** Yeyuno1, 2 y3 (a 45, 90 y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz), **g)** íleon.

La Tabla 7-3 muestra los resultados de las medias aritméticas y desviación estándar de 10 sesiones de registros de 5 perros. El análisis estadístico, por ejemplo de la de la sesión 1 mostrada en la figura 7-10, indican que el orden  $p$  por punto de registro ( $OGp_{PR}$ ) sugerido para la señal de superficie abdominal es  $p \approx 15$ , mientras que para los puntos de medida internos el orden es: duodeno con  $p \approx 10$ , ligamento de Treitz con  $p \approx 17$ , yeyuno1 con  $p \approx 17$ , yeyuno2 con  $p \approx 14$ , yeyuno3 con  $p \approx 14$  e íleon

con un orden  $p = 14$ . Del total de sesiones puede apreciarse que el  $OGp_{PR}$  más pequeño se obtiene en el punto de medición de superficie abdominal ( $p \approx 12$ ); mientras que internamente el orden más bajo se obtiene en duodeno ( $p \approx 13$ ). De acuerdo, a los resultados de la evaluación de las 10 sesiones de registro de datos con el AIC para el modelo AR, el orden global  $p$  total ( $OGp_T$ ) debe ser  $p \approx 14$ .

**Tabla 7-3.** Valores medios de los órdenes obtenidos para el modelo AR con el criterio AIC en cada uno de los puntos internos y externos de las sesiones de registro (N = 1537).

Sesión	Orden $p$ ( $\mu \pm \sigma$ )						
	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
S1 (N=241)	15.02±4.50	9.81±6.79	17.34±6.28	16.98±7.25	13.77±6.20	14.35±3.55	13.73±6.14
S2 (N=163)	12.55±5.88	10.36±5.60	16.17± 4.28	14.74±5.35	15.63±5.76	13.77±4.39	13.44±4.74
S3 (N=209)	14.17±4.04	12.69±5.80	15.80± 4.07	15.67±3.84	15.85±4.77	14.65±3.44	14.91±5.20
S4 (N=95)	11.65±2.95	14.38±3.83	14.18± 3.91	14.58± 3.75	13.03±5.16	13.83±4.00	16.15±3.74
S5 (N=136)	9.72± 4.25	15.46±3.07	16.27± 2.44	15.44±3.55	14.65± 3.58	16.23±3.03	16.63±3.03
S6 (N=203)	8.93±3.52	14.76±2.82	16.33± 2.65	15.82±3.23	15.00±3.66	16.00±2.86	16.39±2.95
S7 (N=110)	8.47±3.27	13.65±3.84	15.79± 2.62	15.56±2.80	14.18±2.81	14.92±2.85	15.31±2.65
S8 (N=128)	13.11± 4.40	9.63±4.66	13.98± 3.50	16.07± 3.35	15.04± 2.93	16.16± 2.74	13.32±4.37
S9 (N=102)	11.14±4.54	11.70±4.00	14.98± 5.46	14.92±2.74	15.53±2.66	15.48±2.76	13.80±4.44
S10 (N=178)	10.86±4.17	15.66±3.86	12.47± 5.39	16.34±3.21	15.01±3.41	17.45±3.13	17.52±2.96
<b>OGp<sub>PR</sub></b>	11.56±4.15	12.81±4.43	15.33±4.06	15.61±3.91	14.77±4.09	15.28±3.28	15.12±4.02
<b>OGp<sub>T</sub></b>	14.35±1.55						

La Tabla 7-4 muestra los órdenes máximos y mínimos, obtenidos con AIC en los registros de datos de cada punto de medida para todas las sesiones.

**Tabla 7-4.** Órdenes máximos y mínimos obtenidos para el modelo AR con el criterio de AIC en cada punto de medición interno y externo (N = 1537).

Sesión	Orden $p$ ( $\bar{x} \pm \sigma$ )													
	Superficie		Duodeno		Treitz		Yeyuno1		Yeyuno2		Yeyuno3		Íleon	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
S1 (N=241)	3	30	2	40	3	38	3	40	3	37	5	26	4	43
S2 (N=163)	4	30	3	39	7	35	3	25	5	33	4	28	3	24
S3 (N=209)	5	29	3	35	3	25	7	34	3	32	5	26	3	35
S4 (N=95)	4	26	5	26	5	24	6	23	4	29	6	26	6	25
S5 (N=136)	5	25	8	33	6	23	9	29	5	24	7	26	7	28
S6 (N=203)	3	25	4	25	4	27	9	29	3	25	10	23	6	29
S7 (N=110)	4	18	5	20	9	23	9	20	10	26	5	23	4	23
S8 (N=128)	5	28	3	26	3	26	11	36	6	25	9	21	3	24
S9 (N=102)	3	25	4	23	3	29	6	20	9	22	9	24	4	20
S10 (N=178)	3	23	3	28	3	29	5	25	4	25	12	28	11	27

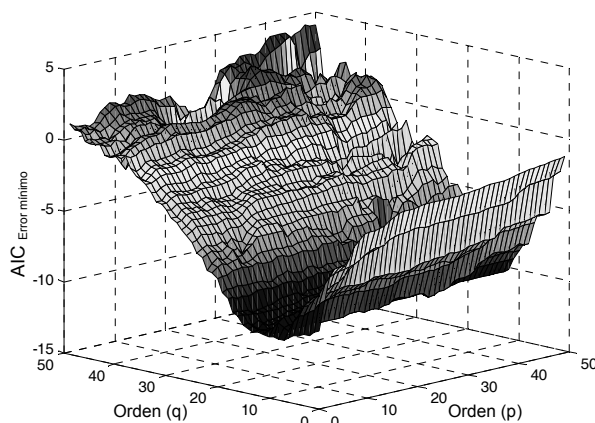
La Tabla 7-5 muestra los valores globales de los órdenes máximos y mínimos en cada punto de registro, conseguidos con el método de AIC para las 10 sesiones correspondiente a 1537 minutos. Puede observarse con valores redondeados, que el orden global máximo ( $OGp_{PRmax}$ ) más pequeño se exhibe en yeyuno3 ( $p \approx 25$ ), mientras que el orden global mínimo ( $OGp_{PRmin}$ ) más pequeño se presenta en el punto de registro de superficie abdominal ( $p \approx 4$ ). Además, puede verse que el orden global  $p$  total de los valores máximo ( $OGp_{Tmax}$ ) para todas las sesiones evaluadas tiende a 27, y el orden global  $p$  total de los valores mínimos ( $OGp_{Tmin}$ ) de todas las sesiones se aproxima a 5.

**Tabla 7-5.** Valores medios globales de los órdenes máximos y mínimos en los puntos de medición internos y externos estimados con AIC para el modelo AR.

Orden Global (p)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGp_{PRmax}$	25.90± 3.67	29.50± 6.85	27.90± 5.07	28.10± 6.81	27.80± 4.78	25.10± 2.28	27.80± 6.71
$OGp_{Tmax}$	27.44 ± 1.47						
$OGp_{PRmin}$	3.90± 0.88	4.00± 1.70	4.60± 2.12	6.80± 2.70	5.20± 2.49	7.20± 2.66	5.10± 2.51
$OGp_{Tmin}$	5.26 ± 1.29						

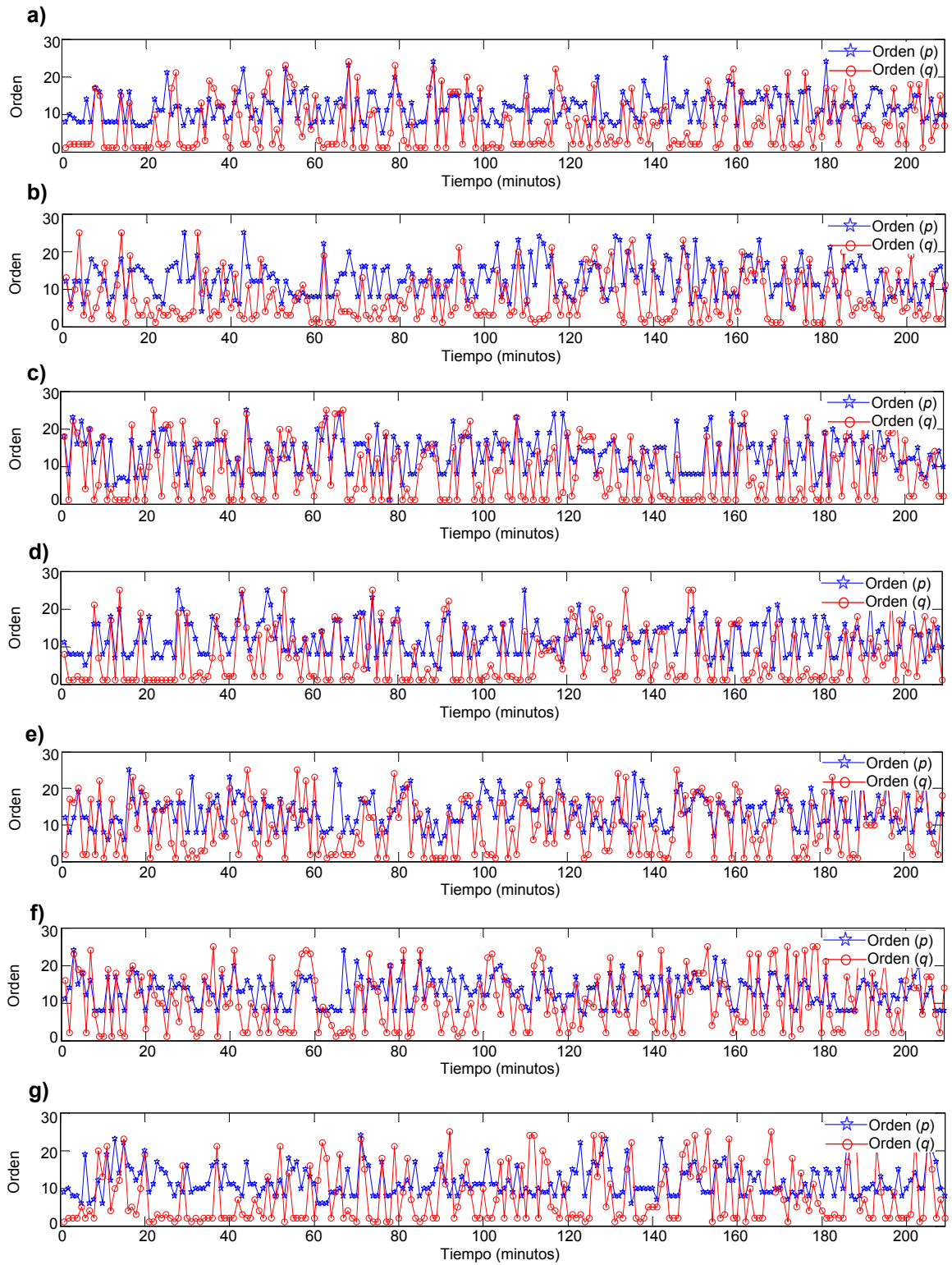
### 7.3.2 Estimación del orden óptimo del modelo ARMA

Al igual que se realizó con el modelo AR, el criterio de AIC se evaluó para el modelo ARMA con valores de  $p$  y  $q$  desde un orden 1 hasta un orden 50, aplicado a un segmentos de datos de 1 minuto de señal del electroenterograma (EEnG). En la figura 7-11 se muestra un ejemplo de cómo se obtiene la respuesta del criterio de Akaike. Puede apreciarse como la combinación de órdenes  $p$  y  $q$  proporcionan un error mínimo, el cual servirá para establecer los órdenes adecuados de la señal que se analiza. Para este ejemplo el orden obtenido fue  $p = 14$  y el orden  $q = 6$ .



**Figura 7-11.** Respuesta del criterio de AIC para la estimación del orden del modelo ARMA en un minuto de señal.

La figura 7-12 muestra el resultado de los órdenes obtenidos con el AIC para cada uno de los minutos de la señal del EEnG correspondiente a 209 minutos de la sesión 3. Nuevamente puede notarse el cambio de órdenes a lo largo del tiempo en todos los puntos de medición, tanto en el externo como los internos. Puede apreciarse que los órdenes cambian entre 1 y 25. También al igual que en el modelo AR los órdenes  $p$  y  $q$  más pequeños se obtiene en el punto de medición de superficie abdominal. Además, se ve que los órdenes globales por punto de registro  $p$  ( $OGp_{PR}$ ) y  $q$  ( $OGq_{PR}$ ) respectivamente obtenidos en la sesión 3 (S3) con el criterio de AIC, propone que los órdenes en la superficie sean  $p = 12$  y  $q \approx 7$  mientras que los órdenes para los puntos de medición interno indica que en duodeno  $p \approx 13$ ,  $q \approx 7$ , ligamento de Treitz  $p \approx 14$ ,  $q \approx 9$ , yeyuno1  $p \approx 12$ ,  $q \approx 7$ , yeyuno2  $p \approx 14$ ,  $q \approx 10$ , yeyuno3  $p \approx 13$ ,  $q \approx 11$  e íleon  $p \approx 12$  y  $q \approx 8$ .



**Figura 7-12.** Progresión del orden  $p$  y  $q$  evaluado para el modelo ARMA con el criterio de AIC para los 209 minutos de la sesión 3 en **a)** Superficie abdominal, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d,e,f)** Yeyuno (a 45, 90 y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz), **g)** Íleon.

La Tabla 7-6 muestra los resultados de las medias aritméticas y desviaciones estándar de los órdenes obtenidos en los registros de datos en cada punto de medida de las de 10 sesiones de registros de 5 perros.

**Tabla 7-6.** Órdenes obtenidos para el modelo ARMA con el AIC en cada uno de los puntos internos y externos de 10 sesiones de registro (N=1537).

		Orden $p, q (\mu \pm \sigma)$						
Sesión	Orden	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
S1 (N=241)	$p$	10.98± 3.69	13.61± 3.98	13.38± 4.64	13.33± 4.81	13.97± 3.71	13.09± 4.38	13.85± 4.17
	$q$	5.93± 6.51	7.18± 6.68	6.20± 6.46	6.00± 6.41	7.46± 6.83	9.05± 7.73	5.95± 6.21
S2 (N=163)	$p$	11.63± 3.19	14.39± 4.58	13.42± 5.36	14.06± 4.42	12.90± 3.81	12.73± 4.52	13.58± 3.90
	$q$	7.50± 7.12	8.26± 6.85	9.33± 8.01	9.29± 7.20	7.76± 6.77	8.66± 7.24	6.32± 6.19
S3 (N=209)	$p$	11.89± 3.86	12.76± 4.67	13.53± 4.99	12.26± 4.74	13.67± 4.47	13.27± 4.00	11.75± 4.04
	$q$	7.40± 6.91	7.45± 6.22	8.79± 7.91	7.30± 7.26	10.02± 7.52	10.57± 7.84	7.77± 7.57
S4 (N=95)	$p$	11.21± 3.74	11.92± 4.80	11.96± 3.88	11.54± 4.07	12.46± 4.46	11.32± 4.43	12.31± 3.59
	$q$	10.15± 6.55	7.73± 7.44	7.01± 7.39	5.86± 6.22	8.17± 6.88	9.17± 7.23	7.40± 6.98
S5 (N=136)	$p$	11.40± 3.70	12.26± 4.77	12.44± 5.50	12.02± 5.11	11.70± 4.33	12.19± 5.37	11.13± 4.79
	$q$	7.99± 6.67	8.43± 7.36	7.47± 7.73	7.63± 7.54	7.65± 7.13	6.38± 6.45	4.43± 5.31
S6 (N=203)	$p$	11.41± 3.63	11.96± 5.31	13.13± 5.44	11.82± 5.15	12.36± 4.47	10.81± 4.93	11.70± 4.43
	$q$	7.76± 6.41	9.01± 7.71	7.90± 7.81	7.13± 7.53	7.06± 6.90	5.67± 6.15	6.90± 7.10
S7 (N=110)	$p$	12.55± 4.73	12.28± 5.02	14.27± 5.68	13.27± 5.07	12.39± 4.13	11.96± 4.66	10.65± 4.53
	$q$	9.50± 6.44	7.86± 6.97	7.00± 7.20	9.75± 8.08	9.55± 6.88	8.01± 6.88	5.36± 5.79
S8 (N=128)	$p$	12.24± 4.55	13.49± 4.67	12.76± 5.37	12.86± 5.57	12.22± 4.34	12.19± 5.04	11.85± 5.01
	$q$	9.09± 7.74	10.90± 7.36	6.23± 6.58	5.42± 6.53	5.98± 6.09	6.27± 6.67	6.65± 6.83
S9 (N=102)	$p$	12.23± 3.92	11.56± 5.71	11.87± 4.71	9.58± 5.75	12.57± 4.74	11.87± 4.42	12.17± 4.76
	$q$	9.09± 7.63	9.63± 7.31	6.98± 7.09	4.52± 5.85	8.11± 7.56	6.67± 6.65	5.04± 5.60
S10 (N=178)	$p$	10.42± 3.59	12.33± 3.92	12.04± 4.26	12.92± 4.76	13.41± 4.27	14.19± 4.65	11.77± 4.03
	$q$	7.65± 6.25	5.54± 6.44	4.78± 5.68	6.12± 6.67	10.20± 7.79	6.20± 6.53	7.54± 7.43

La Tabla 7-7 muestra los órdenes globales obtenidos para todas la sesiones evaluadas. De acuerdo a los resultados obtenidos con el AIC para el modelo ARMA, los órdenes globales ( $OGp_T$  y  $OGq_T$ ) son  $p \approx 12$  y  $q \approx 8$ . Puede apreciarse que el orden  $p$  más pequeño se presenta en el punto de medida de superficie, mientras que el orden más pequeño en  $q$  se obtiene en yeyuno 1.

**Tabla 7-7.** Órdenes  $p$  ( $OGp_{PR}$ ) y  $q$  ( $OGq_{PR}$ ) globales en cada punto de medida y orden global fijo  $p$  ( $OGp_T$ ) y  $q$  ( $OGq_T$ ) de todas las sesiones estimadas para el modelo ARMA.

Orden Global ( $p, q$ )	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGp_{PR}$	11.59± 3.86	12.65± 4.74	12.87± 5.06	12.36± 4.94	12.76± 4.27	12.36± 4.64	12.07± 4.32
$OGp_T$	12.39± 0.44						
$OGq_{PR}$	8.20± 6.82	8.19± 7.03	7.16± 7.18	6.90± 6.92	8.19± 7.03	7.66± 6.93	6.33± 6.50
$OGq_T$	7.52± 0.74						

En la Tabla 7-8 se muestran los órdenes globales máximos ( $OGp_{PRmax}$ ) y mínimos ( $OGp_{PRmin}$ ) obtenidos, resultado de la evaluación del criterio de AIC en cada una de las sesiones en sus diferentes puntos de medición. Puede observarse, que los órdenes máximos de  $p$  y  $q$  están en torno a 24 y el orden mínimo de  $p$  está alrededor de 5, mientras que para  $q$  está en 1.



**Tabla 7-8.** Órdenes máximos y mínimos globales obtenidos para el modelo ARMA con el criterio de AIC en todas las sesiones para los diferentes puntos de medición (N=1537).

Sesión	Orden	Superficie		Duodeno		Treitz		Yeyuno1		Yeyuno2		Yeyuno3		Íleon	
		Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1 (N=241)	p	5	25	6	25	5	25	5	25	6	25	5	25	5	25
	q	1	25	1	25	1	25	1	27	1	26	1	22	1	24
S2 (N=163)	p	6	24	6	24	5	25	7	27	6	22	6	26	7	25
	q	1	23	1	22	1	25	1	25	1	22	1	25	1	25
S3 (N=209)	p	5	25	4	27	1	25	4	25	5	26	6	24	6	24
	q	1	24	1	24	1	24	1	25	1	22	1	21	1	25
S4 (N=95)	p	6	26	5	24	6	27	6	24	5	26	5	24	6	25
	q	2	25	1	24	1	20	1	22	1	24	1	25	1	25
S5 (N=136)	p	5	22	5	27	4	25	4	24	5	24	5	25	5	24
	q	1	25	1	25	1	22	1	25	1	20	1	24	1	24
S6 (N=203)	p	5	24	3	24	4	25	3	24	5	25	4	25	5	23
	q	1	22	1	25	1	24	1	23	1	25	1	22	1	24
S7 (N=110)	p	5	25	5	22	4	25	4	22	5	22	5	23	5	24
	q	1	23	1	24	1	22	1	25	1	24	1	26	2	21
S8 (N=128)	p	5	27	4	22	5	25	3	24	5	24	7	24	5	24
	q	1	25	1	20	1	25	1	22	1	25	1	25	1	26
S9 (N=102)	p	5	24	3	27	5	24	3	26	5	24	5	26	5	25
	q	1	22	1	25	1	24	1	20	1	22	1	23	1	22
S10 (N=178)	p	6	25	6	24	6	25	5	25	6	25	7	25	6	24
	q	2	22	1	24	1	24	1	25	1	25	1	25	1	25

La Tabla 7-9 muestra los resultados de los órdenes máximos ( $OGp_{PRmax}$ ) y mínimos ( $OGp_{PRmin}$ ) globales por cada punto de medición y el orden global máximo  $p$  total ( $OGp_{Tmax}$ ) y  $q$  ( $OGq_{Tmax}$ ) y el orden global mínimo  $p$  ( $OGp_{Tmin}$ ) y  $q$  ( $OGq_{Tmin}$ ) total de las 10 sesiones analizadas.

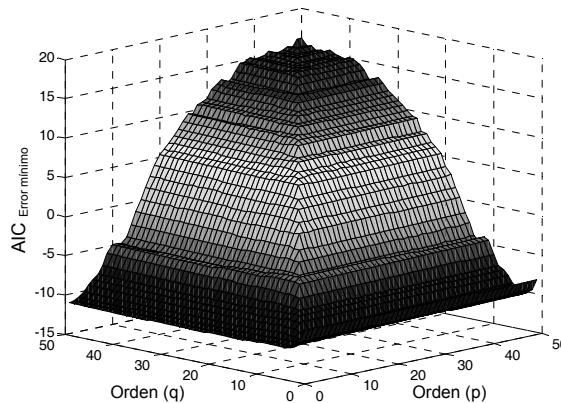
**Tabla 7-9.** Valores promedios globales de los órdenes máximo y mínimos en los puntos de medición internos y externos estimados con AIC para el modelo ARMA.

Orden Global (p)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGp_{PRmax}$	24.70± 1.34	24.60± 1.90	25.10± 0.74	24.60± 1.35	24.30± 1.42	24.70± 0.95	24.30± 0.67
$OGp_{Tmax}$	24.61± 0.27						
$OGp_{PRmin}$	5.30± 0.48	4.70± 1.16	4.50± 1.43	4.40± 1.35	5.30± 0.48	5.50± 0.97	5.50± 0.71
$OGp_{Tmin}$	5.03± 0.48						

Orden Global (q)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGq_{PRmax}$	23.60± 1.35	23.80± 1.62	23.50± 1.65	23.90± 2.08	23.50± 1.90	23.80± 1.69	24.10± 1.52
$OGq_{Tmax}$	23.74± 0.22						
$OGq_{PRmin}$	1.20± 0.42	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.10± 0.32
$OGq_{Tmin}$	1.04± 0.08						

### 7.3.3 Estimación del orden óptimo del modelo Prony

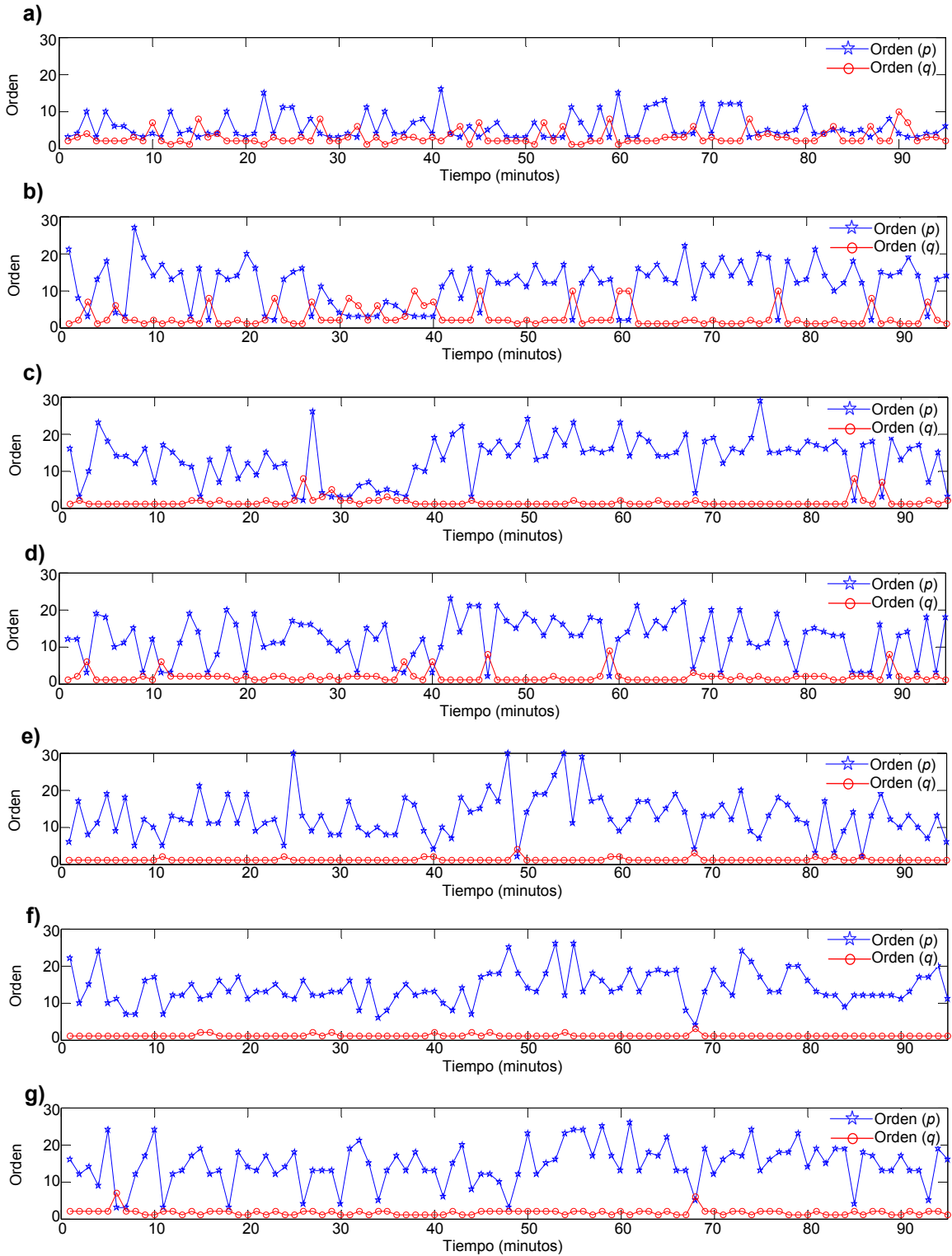
En la figura 7-13 se muestra la respuesta del AIC para un ejemplo de la estimación de los órdenes para el modelo Prony, con valores de  $p$  y  $q$  desde un orden 1 hasta un orden 50. La evaluación se realizó sobre un segmento de datos de un minuto de señal del EEnG. Mediante la combinación de los órdenes  $p$  y  $q$  en el criterio de Akaike, se obtienen un error mínimo que indica la combinación de órdenes adecuada para el segmento de datos analizado. Para el ejemplo mostrado se obtuvieron un orden  $p = 30$  y  $q = 1$ .



**Figura 7-13.** Respuesta del criterio de AIC para la estimación del orden del modelo Prony en un minuto de señal.

La figura 7-14 exhibe la progresión de los órdenes obtenidos en cada uno de los minutos analizados con el AIC en la sesión 4. Los resultados obtenidos, muestran como el orden pronosticado cambia a lo largo de los 95 minutos en cada uno de los puntos de medición de la señal externa e interna. Además, se observa que el orden  $q$  no presenta muchos cambios y permanece en torno a 1. Sin embargo, el orden  $p$  exhibe cambios entre 1 y 30. El punto de medida que menos cambios experimenta es el de superficie abdominal.

En la Tabla 7-10 se recogen los resultados de los valores medios y desviación estándar de los órdenes obtenidos en las 10 sesiones evaluadas, correspondiente a 1537 minutos de señales del EEnG. Puede observarse, que los órdenes globales  $p$  y  $q$  por punto de registro ( $OGp_{PR}$ ) y ( $OGq_{PR}$ ) respectivamente, sugeridos por el AIC para la sesión 4, son  $p \approx 6$  y  $q \approx 3$  en la superficie abdominal mientras, que para los puntos de medida internos son duodeno  $p \approx 12$ ,  $q \approx 3$ , ligamento de Treitz  $p \approx 13$ ,  $q \approx 2$ , yeyuno1  $p \approx 12$ ,  $q \approx 2$ , yeyuno2  $p \approx 13$ ,  $q \approx 1$ , yeyuno3  $p \approx 14$ ,  $q \approx 1$ , e íleon  $p \approx 15$ ,  $q \approx 2$ .



**Figura 7-14.** Progresión del orden ( $p$ ) evaluado para el modelo Prony con el criterio de AIC para los 95 minutos de la sesión 4 en **a)** Superficie abdominal, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d,e,f)** Yeyuno (a 45, 90 y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz), **g)** Íleon.

**Tabla 7-10.** Valores medios de los órdenes obtenidos para el modelo Prony con el criterio AIC en cada uno de los puntos internos y externos de las sesiones de registro (N=1537).

Sesión	Orden	Orden $p, q (\mu \pm \sigma)$						
		Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
S1 (N=241)	$p$	16.35± 5.98	9.62± 6.48	15.11± 7.61	14.60± 7.66	14.06± 7.45	11.88± 5.59	12.51± 7.63
	$q$	1.07± 0.28	1.48± 1.03	1.52± 1.15	1.68± 1.16	1.28± 0.64	1.74± 1.05	1.57± 1.03
S2 (N=163)	$p$	11.84± 7.10	10.51± 6.52	15.98± 5.38	11.45± 7.42	16.34± 6.45	12.31± 6.21	12.33± 7.13
	$q$	1.71± 1.54	1.36± 0.70	1.17± 0.77	2.11± 1.54	1.07± 0.28	1.69± 1.26	1.66± 1.21
S3 (N=209)	$p$	14.09± 4.59	11.48± 7.57	15.55± 4.97	13.95± 5.38	16.59± 5.56	12.50± 5.79	15.29± 5.92
	$q$	1.19± 0.58	1.65± 1.33	1.44± 1.08	1.91± 1.38	1.07± 0.57	1.76± 1.31	1.06± 0.24
S4 (N=95)	$p$	5.86± 3.44	11.55± 6.03	13.32± 6.18	12.22± 5.94	12.96± 5.93	14.19± 4.43	14.61± 5.54
	$q$	3.00± 1.95	2.76± 2.68	1.52± 1.28	1.85± 1.58	1.15± 0.46	1.11± 0.34	1.66± 0.87
S5 (N=136)	$p$	10.38± 5.17	15.58± 3.73	17.08± 3.53	15.93± 4.67	15.70± 4.43	16.77± 3.77	17.22± 3.62
	$q$	1.01± 0.12	1.01± 0.09	1.01± 0.12	1.07± 0.25	1.00± 0.00	1.05± 0.22	1.07± 0.26
S6 (N=203)	$p$	9.22± 4.57	15.36± 3.44	17.42± 4.09	16.65± 5.05	15.50± 3.83	16.49± 3.96	17.17± 3.81
	$q$	1.18± 0.67	1.01± 0.10	1.04± 0.23	1.10± 0.31	1.00± 0.00	1.09± 0.29	1.03± 0.18
S7 (N=110)	$p$	8.75± 4.05	14.28± 4.54	17.42± 4.04	16.35± 3.88	14.81± 3.47	15.63± 3.28	15.83± 3.12
	$q$	1.05± 0.21	1.04± 0.19	1.03± 0.16	1.08± 0.28	1.00± 0.00	1.02± 0.13	1.01± 0.10
S8 (N=128)	$p$	12.91± 5.55	11.32± 6.20	15.38± 5.03	16.69± 4.51	15.46± 3.19	16.36± 3.41	13.59± 4.64
	$q$	1.25± 0.65	1.00± 0.00	1.05± 0.21	1.05± 0.23	1.01± 0.09	1.02± 0.12	1.01± 0.09
S9 (N=102)	$p$	11.54± 6.14	13.25± 5.78	16.20± 6.11	15.45± 3.69	16.89± 4.30	16.13± 3.28	14.59± 5.10
	$q$	1.26± 1.28	1.00± 0.00	1.02± 0.14	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.05± 0.22	1.00± 0.00
S10 (N=178)	$p$	11.03± 5.11	16.58± 4.61	13.98± 5.62	17.24± 4.14	15.90± 4.31	17.38± 4.81	17.83± 3.42
	$q$	1.17± 0.75	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.04± 0.27	1.01± 0.07	1.10± 0.50	1.03± 0.17

De acuerdo a la evaluación de las 10 sesiones, el orden global  $p$  total ( $OGp_T$ ) de todos los puntos de registro es aproximado a 14 y el orden global total  $q$  ( $OGq_T$ ) es 1, como se muestra en la Tabla 7-11, además puede apreciarse que el  $OGp_T$  más pequeño se obtiene en la superficie abdominal.

**Tabla 7-11.** Órdenes globales  $p$  en cada punto de registro ( $OGp_{PR}$ ) y  $q$  ( $OGq_{PR}$ ) y orden global total en  $p$  ( $OGp_T$ ) y  $q$  ( $OGq_T$ ) de todos los puntos de medición estimadas con el modelo Prony.

Órdenes Globales	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGp_{PR}$	11.20± 5.17	12.95± 5.49	15.74± 5.26	15.05± 5.23	15.42± 4.89	14.96± 4.45	15.10± 4.99
$OGp_T$	14.34±1.65						
$OGq_{PR}$	1.39± 0.80	1.33± 0.61	1.18± 0.51	1.39± 0.70	1.06± 0.21	1.26± 0.55	1.21± 0.41
$OGq_T$	1.26±0.12						

Los órdenes máximos y mínimos obtenidos con el criterio de AIC en cada uno de los puntos de registro de datos para todas la sesiones evaluadas se muestran en la Tabla 7-12. Puede observarse que los órdenes globales obtenidos para  $q$  son menores que los obtenidos para el método ARMA.

**Tabla 7-12.** Órdenes máximos y mínimos obtenidos para el modelo Prony con el criterio de AIC en todas las sesiones para los diferentes puntos de medición (N=1537).

Sesión	Orden	Superficie		Duodeno		Treitz		Yeyuno1		Yeyuno2		Yeyuno3		Íleon	
		Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1 (N=241)	p	3	30	2	30	2	30	2	30	2	30	2	26	2	30
	q	1	3	1	8	1	9	1	8	1	6	1	7	1	8
S2 (N=163)	p	2	30	2	30	2	30	2	25	3	29	2	30	2	30
	q	1	10	1	6	1	7	1	10	1	3	1	10	1	9
S3 (N=209)	p	2	29	2	30	2	29	2	30	3	30	2	27	3	30
	q	1	7	1	10	1	10	1	10	1	9	1	10	1	2
S4 (N=95)	p	3	16	2	27	2	29	2	23	2	30	4	26	3	26
	q	1	10	1	10	1	8	1	9	1	4	1	3	1	7
S5 (N=136)	p	4	30	3	30	9	30	9	30	5	29	7	29	9	29
	q	1	2	1	2	1	2	1	2	1	1	1	2	1	2
S6 (N=203)	p	3	30	2	29	4	29	3	30	3	30	3	30	3	30
	q	1	7	1	2	1	3	1	3	1	1	1	2	1	2
S7 (N=110)	p	3	30	3	26	11	30	9	30	9	25	10	27	4	24
	q	1	2	1	2	1	2	1	2	1	1	1	2	1	2
S8 (N=128)	p	2	29	2	30	3	30	3	30	10	25	3	30	3	24
	q	1	7	1	1	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
S9 (N=102)	p	2	30	4	30	3	29	6	29	9	30	11	29	4	30
	q	1	10	1	1	1	2	1	1	1	1	1	2	1	1
S10 (N=178)	p	2	29	3	29	2	30	2	29	3	28	2	29	3	27
	q	1	9	1	1	1	1	1	4	1	2	1	6	1	2

La evaluación global de los órdenes  $p$  y  $q$  máximos y mínimos se muestra en la Tabla 7-13, puede apreciarse que el orden global  $p$  y  $q$  total de los valores máximos ( $OGp_{Tmax}$ ) y  $q$  ( $OGq_{Tmax}$ ) respectivamente está en  $p \approx 29$  y  $q \approx 4$ ; mientras que el orden global  $p$  y  $q$  total de los valores mínimos ( $OGp_{Tmin}$ ) y ( $OGq_{Tmin}$ ) respectivamente obtenido, está en torno a los valores aproximados de  $p \approx 5$  y  $q \approx 1$ .

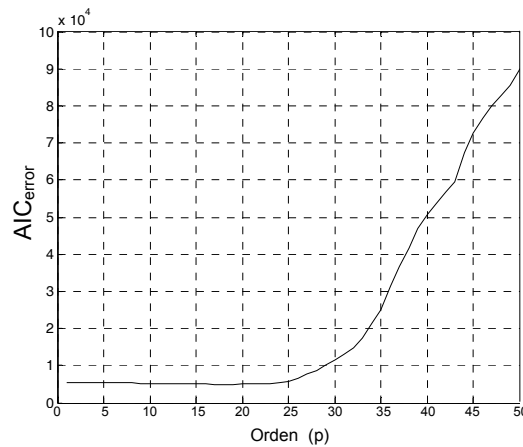
**Tabla 7-13.** Valores medios globales de los órdenes máximo y mínimos en los puntos de medición internos y externos estimados con AIC para el modelo Prony.

Orden Global (p)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGp_{PRmax}$	28.30± 4.35	29.10± 1.45	29.60± 0.52	28.60± 2.50	28.60± 2.01	28.30± 1.64	28.00± 2.54
$OGp_{Tmax}$	28.64±0.54						
$OGp_{PRmin}$	6.70± 3.27	4.30± 3.80	4.60± 3.47	5.10± 3.70	3.00± 2.67	4.60± 3.37	3.70± 3.02
$OGp_{Tmin}$	4.57± 1.16						

Orden Global (q)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
$OGq_{PRmax}$	2.60± 0.70	2.50± 0.71	4.00± 3.27	4.00± 2.91	4.90± 3.18	4.60± 3.47	3.60± 2.01
$OGq_{Tmax}$	3.74± 0.92						
$OGq_{PRmin}$	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00	1.00± 0.00
$OGq_{Tmin}$	1.00± 0.00						

### 7.3.4 Estimación del orden óptimo del modelo MUSIC

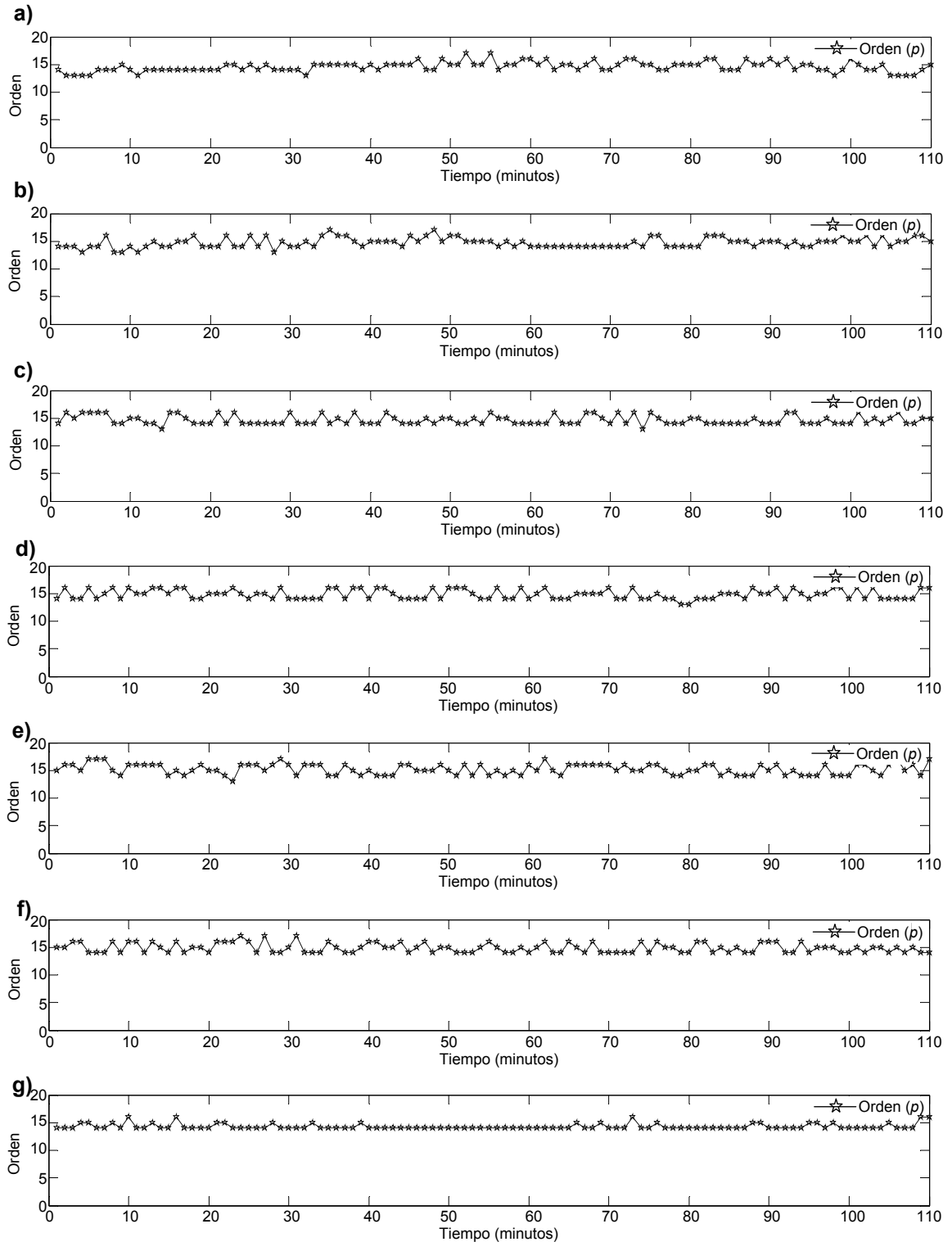
En la figura 7-15 se muestra un ejemplo de la respuesta que proporciona el AIC para un minuto de señal. La evaluación del AIC se realizó con un orden  $p = 1$  hasta un orden  $p = 50$ . Puede observarse, que el orden adecuado al segmento de datos de un minuto analizado se obtiene en  $p = 17$ .



**Figura 7-15.** Respuesta del AIC para la estimación del orden del modelo MUSIC.

La figura 7-16 muestra el orden obtenido de cada uno de los segmentos de datos de un minuto de señal del EEnG de la sesión 7, correspondiente a 110 minutos de registro en cada uno de los puntos de medida internos y externo. Puede observarse, que los órdenes óptimos para los distintos puntos de registro obtenidos a lo largo del tiempo son más estables que en los otros tres métodos.

La Tabla 7-14 resume los resultados de los valores medios y desviación estándar de los órdenes  $p$  para cada punto de registro ( $OGp_{PR}$ ) en las 10 sesiones evaluadas, correspondiente a 1537 minutos de señales del EEnG. El análisis estadístico de los valores de la sesión 7 sugieren que el orden para los puntos de medida de superficie, duodeno, yeyuno1 sea  $p \approx 15$ , y para los puntos de medición en Treitz, yeyuno3, íleon sea  $p \approx 14$ , excepto para yeyuno2 donde  $p \approx 13$ . Respecto al total de las sesiones analizadas, se establece que el orden global  $p$  total ( $OGp_T$ ) para todas las sesiones es  $p = 14$ . También puede observarse que el orden con la técnica MUSIC se mantienen más homogéneo entre los diferentes puntos de registros que con las otras técnicas.



**Figura 7-16.** Progresión del orden ( $p$ ) evaluado para el modelo MUSIC con el criterio de AIC para los 110 minutos de la sesión 7 en **a)** Superficie abdominal, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno (a 45, 90 y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz), **g)** Íleon.

La Tabla 7-15 muestra los órdenes máximos y mínimos obtenidos con el criterio de AIC en cada uno de los puntos de registro para las sesiones evaluadas. En la Tabla 7-16 se exhiben los valores globales de los órdenes máximos y mínimos obtenidos con el AIC para los 1537 minutos de las 10 sesiones evaluadas. Puede observarse, que los órdenes globales  $p$  por punto de registro de los valores máximos ( $OG_{pPR_{max}}$ ) y

mínimos ( $OGp_{PRmin}$ ) respectivamente, se mantienen más estables con respecto a los otros tres modelos

**Tabla 7-14.** Valores medios de los órdenes obtenidos para el modelo MUSIC con el criterio AIC en cada uno de los puntos internos y externos de las sesiones de registro (N=1537).

		Orden $p$ ( $\mu \pm \sigma$ )						
Sesión		Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
S1 (N=241)		14.20± 0.96	15.56± 0.60	15.26± 0.62	15.18± 0.64	15.24± 0.61	15.49± 0.85	15.28± 0.81
S2 (N=163)		14.34± 0.96	15.42± 0.51	15.39± 0.52	15.87± 0.39	15.26± 0.62	15.32± 0.72	15.50± 0.70
S3 (N=209)		14.53± 1.10	15.33± 0.51	13.91± 0.86	15.87± 0.59	13.91± 0.89	13.79± 0.61	13.03± 0.77
S4 (N=95)		13.74± 0.47	13.65± 0.73	15.12± 0.56	13.13± 0.70	15.19± 0.84	13.91± 1.02	13.17± 0.88
S5 (N=136)		14.14± 0.89	14.68± 0.75	14.61± 0.85	14.35± 0.77	13.40± 0.83	14.54± 0.79	14.29± 0.60
S6 (N=203)		13.44± 0.85	14.23± 0.95	14.56± 0.92	14.23± 0.73	14.74± 0.88	14.53± 0.75	14.41± 0.80
S7 (N=110)		14.58± 0.90	14.72± 0.90	13.62± 0.85	14.84± 0.89	13.19± 0.96	13.86± 0.89	14.25± 0.53
S8 (N=128)		13.43± 0.94	15.23± 0.52	14.13± 1.00	13.95± 0.93	14.02± 0.77	14.41± 0.77	14.28± 0.77
S9 (N=102)		15.38± 0.54	13.08± 0.55	14.82± 0.44	13.06± 0.45	15.79± 0.61	15.77± 0.79	14.94± 0.99
S10 (N=178)		14.20± 0.96	15.56± 0.60	15.26± 0.62	15.18± 0.64	15.24± 0.61	15.49± 0.85	15.28± 0.81
<b>OGp<sub>PR</sub></b>		14.20± 0.84	14.65± 0.67	14.60± 0.74	14.49± 0.68	14.53± 0.78	14.63± 0.80	14.35± 0.76
<b>OGp<sub>T</sub></b>	<b>14.49± 0.16</b>							

**Tabla 7-15.** Órdenes máximos y mínimos obtenidos para el modelo MUSIC con el criterio de AIC en cada punto de medición interno y externo (N=1537).

		Orden $p$ ( $\mu \pm \sigma$ )													
Sesión		Superficie		Duodeno		Treitz		Yeyuno1		Yeyuno2		Yeyuno3		Íleon	
		Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
S1 (N=241)		13	17	14	16	13	16	13	16	13	17	14	18	14	17
S2 (N=163)		13	16	14	16	14	17	15	17	13	16	14	17	14	17
S3 (N=209)		13	17	14	16	14	18	14	17	13	18	14	17	13	17
S4 (N=95)		15	17	14	17	13	16	13	17	13	17	13	17	13	16
S5 (N=136)		13	16	13	16	13	16	13	16	13	17	14	16	14	16
S6 (N=203)		13	17	13	16	13	16	13	16	13	17	13	17	13	17
S7 (N=110)		13	17	13	17	13	16	13	16	13	17	14	17	14	16
S8 (N=128)		13	17	14	16	13	16	13	16	13	16	13	16	13	17
S9 (N=102)		13	18	13	18	13	17	13	16	13	17	13	17	13	16
S10 (N=178)		14	16	13	16	13	16	13	16	14	17	14	17	14	17

**Tabla 7-16.** Valores medios globales de los órdenes máximo y mínimo en los puntos de medición internos y externos estimados con AIC para el modelo MUSIC.

Orden Global (p)	Superficie	Duodeno	Treitz	Yeyuno1	Yeyuno2	Yeyuno3	Íleon
<b>OGp<sub>PRmax</sub></b>	16.80± 0.63	16.40± 0.70	16.40± 0.70	16.30± 0.48	16.90± 0.57	16.90± 0.57	16.60± 0.52
<b>OGp<sub>Tmax</sub></b>	<b>16.61± 0.25</b>						
<b>OGp<sub>PRmin</sub></b>	13.30± 0.67	13.50± 0.53	13.20± 0.42	13.30± 0.67	13.10± 0.32	13.60± 0.52	13.50± 0.53
<b>OGp<sub>Tmin</sub></b>	<b>13.36± 0.18</b>						

### 7.3.5 Comparación de los modelos de estimación espectral

En los apartados 7.3.1 a 7.3.4 se mostró que los órdenes óptimos presentan cambios a lo largo del tiempo para cada uno de los minutos del EEnG analizados según el criterio de AIC, obteniéndose un orden global fijo en cada una de las técnicas



evaluadas. En la Tabla 7-17 se muestra el resultado obtenidos de los órdenes globales totales  $p$  ( $OGp_T$ ) y  $q$  ( $OGq_T$ ) respectivamente de acuerdo al método evaluado. Puede observarse, que los órdenes globales de  $p$ , son similares en las técnicas AR, Prony y MUSIC estando en un valor aproximado de 14. En el método ARMA el orden es pequeño y aproximado a  $p = 12$ ; para el caso del orden global  $q$  en ARMA y Prony sí que presentan una notable diferencia. También puede observarse que los órdenes globales máximos de  $p$  ( $OGp_{Tmax}$ ) y mínimos ( $OGp_{Tmin}$ ) presentan similitud para los modelos AR, ARMA y Prony, no así para la técnica MUSIC.

**Tabla 7-17.** Media y desviación estándar de los órdenes globales totales y máximos y mínimos totales de  $p$  y  $q$  obtenidos con el criterio de AIC.

Modelo	$OGp_T$	$OGq_T$	$OGp_{Tmax}$	$OGp_{Tmin}$	$OGq_{Tmax}$	$OGq_{Tmin}$
AR	14.35±3.99	-----	27.44± 1.47	5.26± 1.29	-----	-----
ARMA	12.39± 4.54	7.52± 6.92	24.61± 1.19	5.03± 0.94	23.74± 1.68	1.04± 0.10
PRONY	14.34±5.06	1.26±0.54	28.64± 2.14	4.57± 3.33	3.74± 2.32	1.00± 0.00
MUSIC	14.49± 0.75	-----	16.61± 0.60	13.36± 0.52	-----	-----

El promedio de los órdenes globales  $p$  totales ( $OGp_T$ ) sugeridos por el criterio de Akaike (AIC) (Tabla 7-17) para los modelos AR, ARMA y Prony, no se emplearon debido a que de acuerdo al análisis del apartado 7.2, para señales simuladas no resuelve los picos espectrales cuando la SNR es baja y los órdenes están por debajo de  $p = 20$  produciéndose un espectro suavizado y de baja resolución obteniéndose mejores resultados con órdenes entre 20 y 30 (Tabla 7-1). Por consiguiente, se eligió el  $OGp_{Tmax}$ . Para el caso de  $q$  se mantuvieron los valores sugeridos por el criterio de AIC puesto que el orden es pequeño y presenta poca influencia en el espectro ya que lo que se buscan son picos y no valles.

Por otra parte, para el caso del modelo MUSIC se empleó el orden sugerido por el AIC puesto que de acuerdo a los resultados obtenidos en el apartado 7.2.4 un orden  $p$  mayor a 10 es suficiente para lograr la separación de las componentes de frecuencia. Por lo tanto, en los siguientes análisis cada uno de los minutos de los registros de datos serán evaluados con AR(27), ARMA(25,8), Prony(29,1) y MUSIC(14).

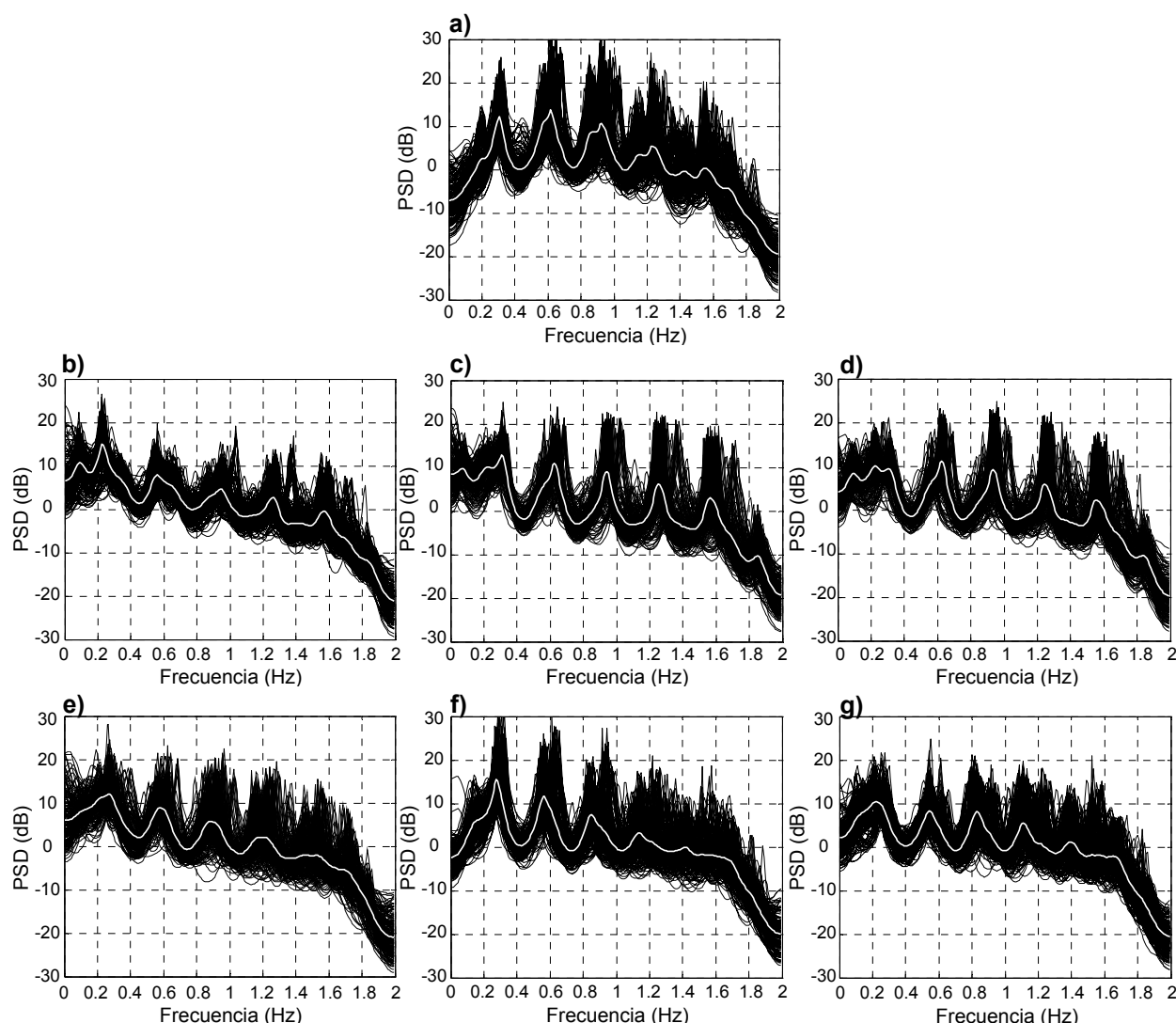
## 7.4 Identificación de la onda lenta intestinal

Las señales mioeléctricas del electroenterograma (EEnG) fueron evaluadas para cada uno de los puntos de registros internos y externo de 10 sesiones de registro, obtenido de 5 perros. Las técnicas AR, ARMA, Prony y MUSIC se utilizaron con los órdenes determinados en el apartado 7.3. El resultado de la evaluación proporcionará la densidad espectral de potencia (PSD) de segmentos de datos de cada uno de los minutos se señal. Los mismos análisis fueron aplicados a todas las sesiones, mostrando resultados similares. Por ello, solo se presenta el resultado de las PSD superpuestas para cada punto de registro de 5 sesiones, eligiéndose una por perro.

Además, se presenta la comparación de las densidades espectrales de potencia promedio en cada uno de los puntos de registro internos y de superficie abdominal de todas las sesiones de registro. Todos los resultados de la frecuencia de la onda lenta y los coeficientes de inestabilidad global que proporcionan los cuatro métodos se recogen en tablas. También se realiza un pareado de muestras entre el registro de superficie abdominal y cada uno de los puntos de medida internos para determinar qué punto de medición no presenta diferencias estadísticamente significativas (ver apartado 6.5).

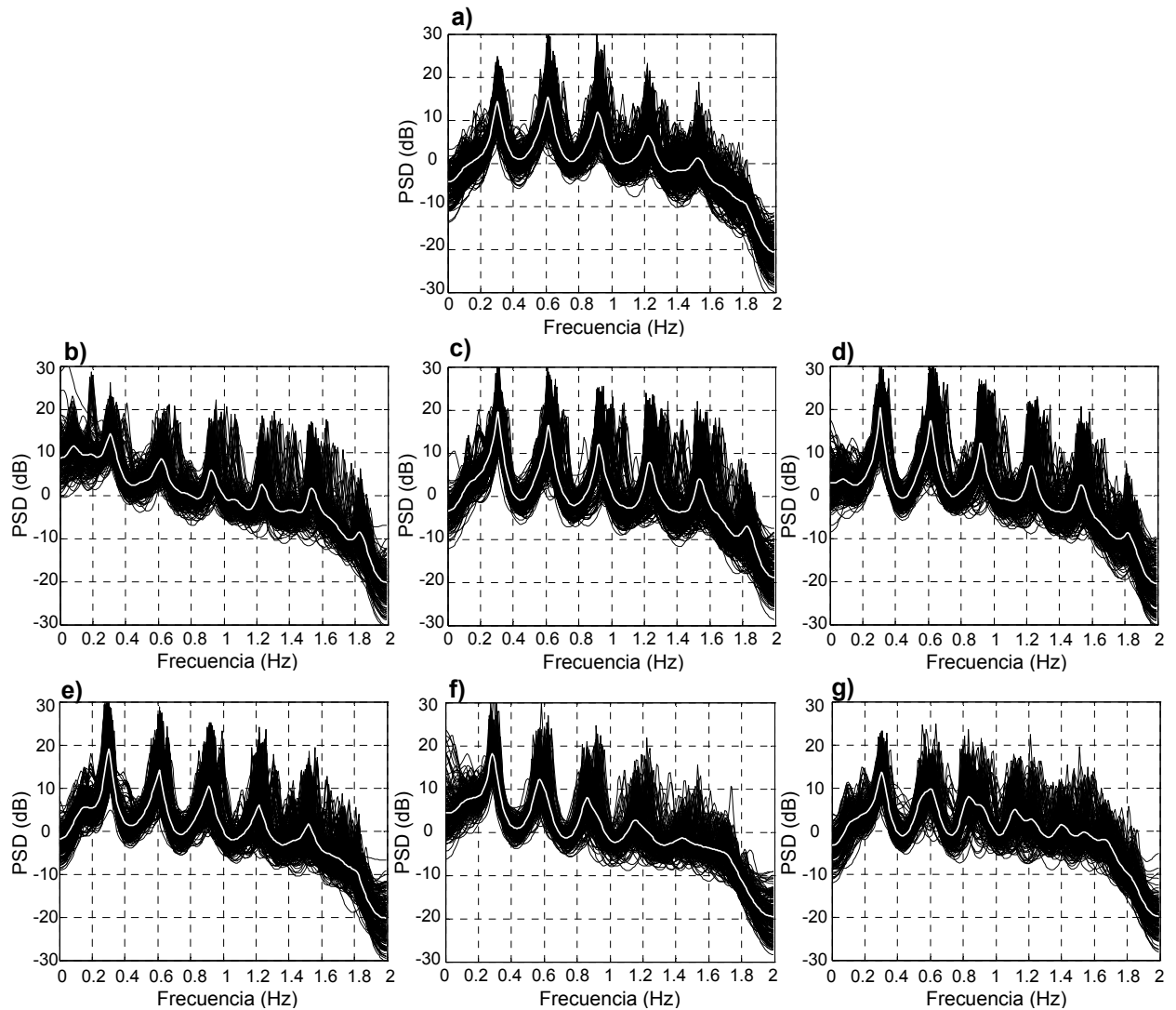
## 7.4.1 Análisis espectral de la respuesta del modelo AR

En la figura 7-17, se muestra la PSD obtenida con la evaluación del modelo AR(27). Pueden observarse 241 realizaciones espectrales superpuestas de cada minuto evaluado en los diferentes puntos de registro de datos. La línea blanca representa la PSD promedio de todos los minutos correspondientes a la sesión 1. Se puede apreciar la variabilidad que presenta el espectro de cada minuto evaluado para cada punto de medición. A través de los picos espectrales de la PSD promedio entre 0.2 Hz y 0.4 Hz puede notarse que está presente una componente de frecuencia alrededor de 0.3 Hz (18 cpm) en los puntos de registro de la señal en superficie, duodeno, ligamento de Treitz, yeyuno 1, y yeyuno 3, así, como sus armónicas. La componente de frecuencia cercana a 0.3 Hz es dominante en los punto de medida de duodeno, Treitz, yeyuno 2, yeyuno 3 e íleon. Sin embargo, en los puntos de medición de yeyuno 1, yeyuno 2 e íleon, los picos espectrales en la PSD promedio son poco abruptos en este rango de frecuencia.



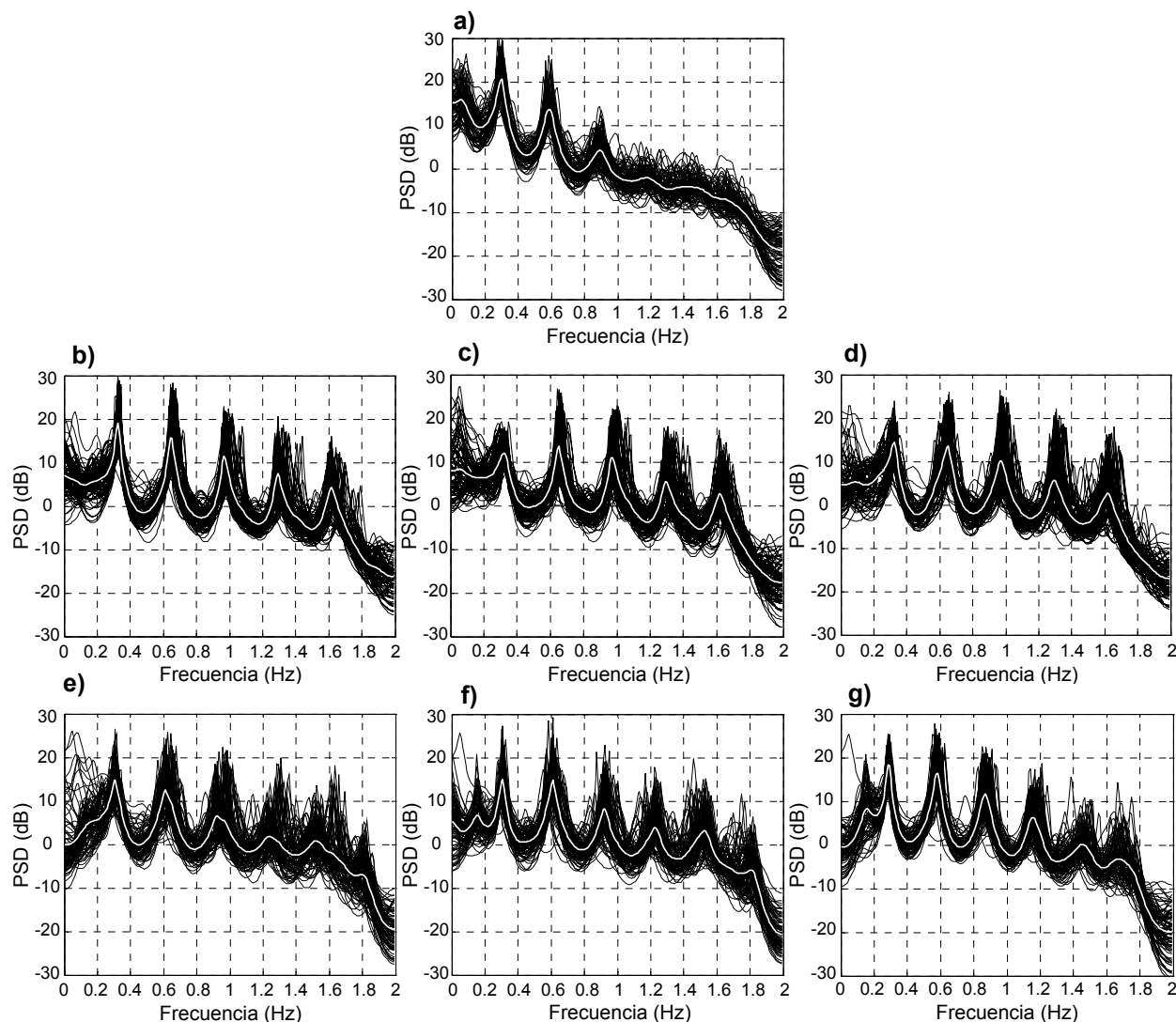
**Figura 7-17.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 241 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con AR(27) en la sesión 1: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-18 se muestran las densidades espectrales superpuestas de 209 minutos de la sesión 3. Puede apreciarse que la respuesta espectral de cada uno de los minutos evaluados presenta menos variabilidad y dispersión, mientras que la PSD promedio (línea blanca) están mejor definidas en cada punto de registro, así como las armónicas superiores están mejor definidas, lo cual indicaría que el orden es adecuado para la mayoría de los segmentos de datos analizados. Además, los picos espectrales de los registros internos se muestran dominantes, estando resueltos en torno a la componente de frecuencia de 0.3 Hz Sin embargo, en el punto de medida de la superficie abdominal la frecuencia dominante esta alrededor del primer armónico (0.6 Hz).



**Figura 7-18.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 209 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con AR(27) en la sesión 3: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

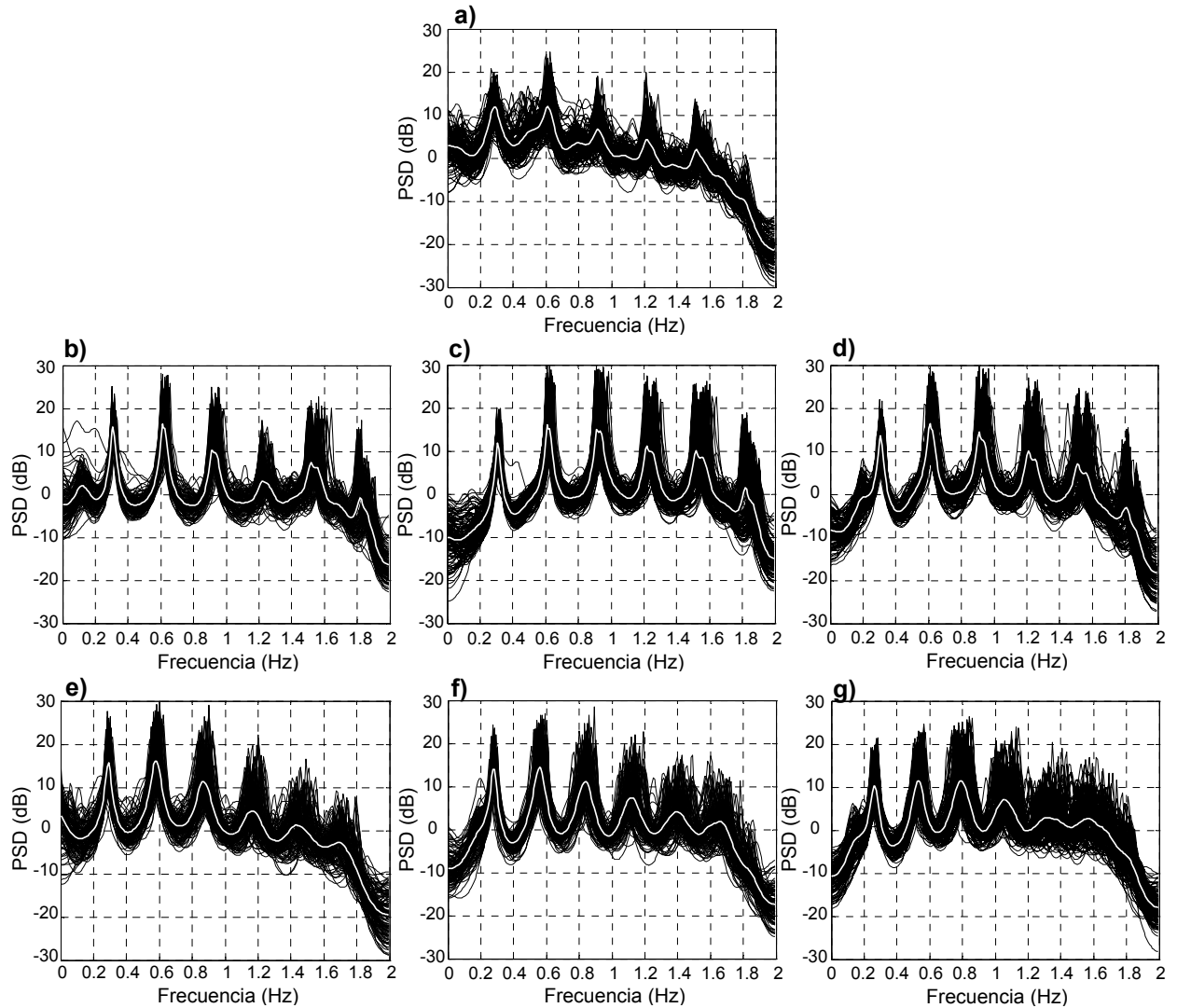
La figura 7-19 muestra los resultados espectrales de 95 minutos superpuestos de la sesión 4. Puede observarse que los espectros resultantes de cada minuto muestran una menor dispersión que en las dos sesiones anteriores. Además, la mayoría de los registros de datos de los puntos de medición internos y de superficie abdominal mediante la PSD promedio, muestran un valor de frecuencia en torno a 0.3 Hz como componente dominante, excepto para el registro de Treitz. También puede apreciarse que la respuesta espectral obtenida en superficie y yeyuno 2 presenta armónicos superiores atenuados.



**Figura 7-19.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 95 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con AR(27) en la sesión 4 : **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

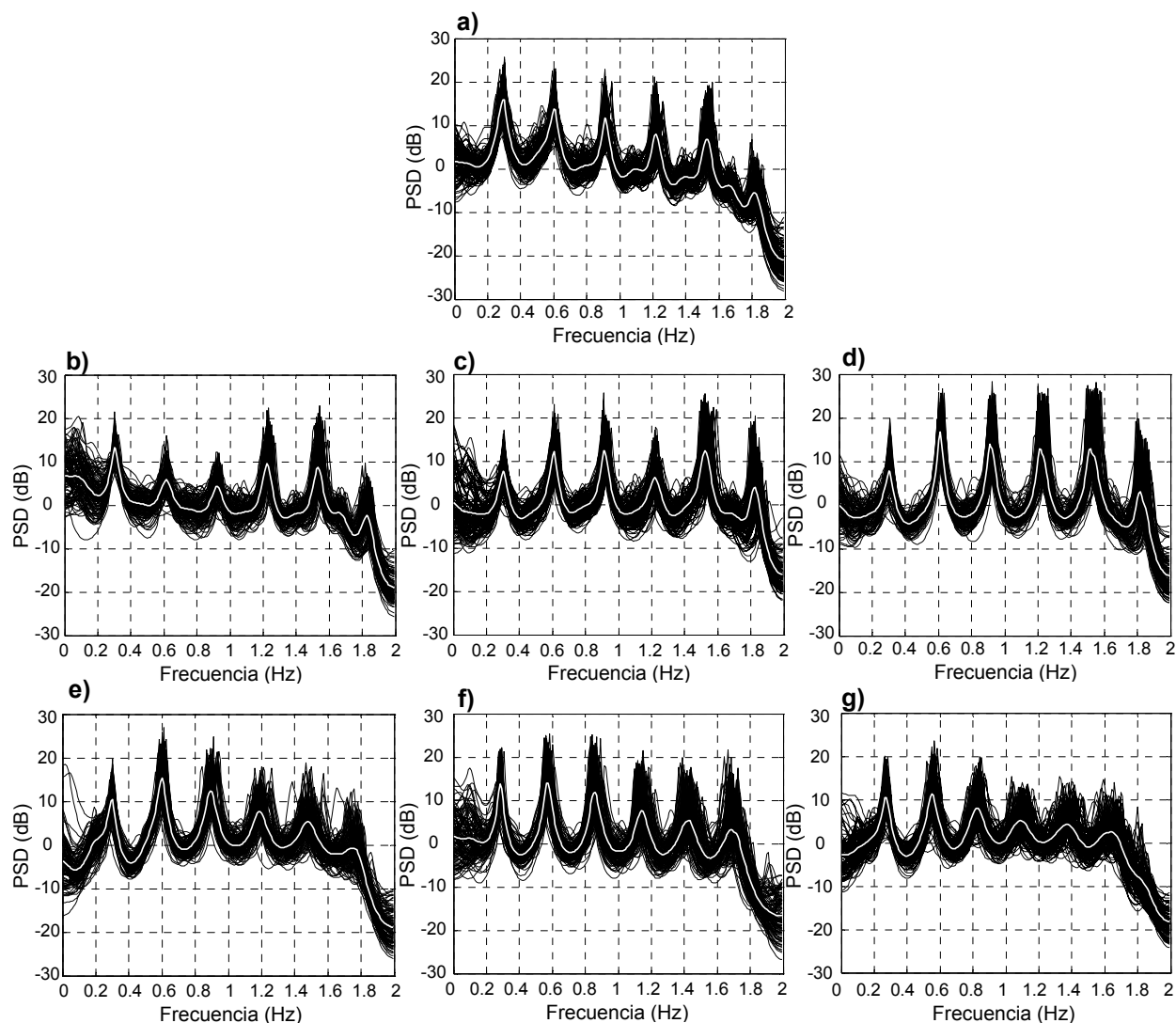
En la figura 7-20, se aprecia la PSD superpuestas de 136 minutos de la sesión 5. Puede apreciarse mediante el promedio de los espectros (línea blanca), en todos los registros de medición las componentes de frecuencia en torno a 0.6 Hz se muestra dominante. Sin embargo, entre 0.2 Hz y 0.4 Hz se observa que la componente de frecuencia alrededor de la frecuencia de 0.3 Hz está bien definida.

También puede verse que tanto la PSD de cada minuto como la promedio del registro de superficie abdominal, muestran picos espectrales más atenuados que en los registros internos y más dispersión.



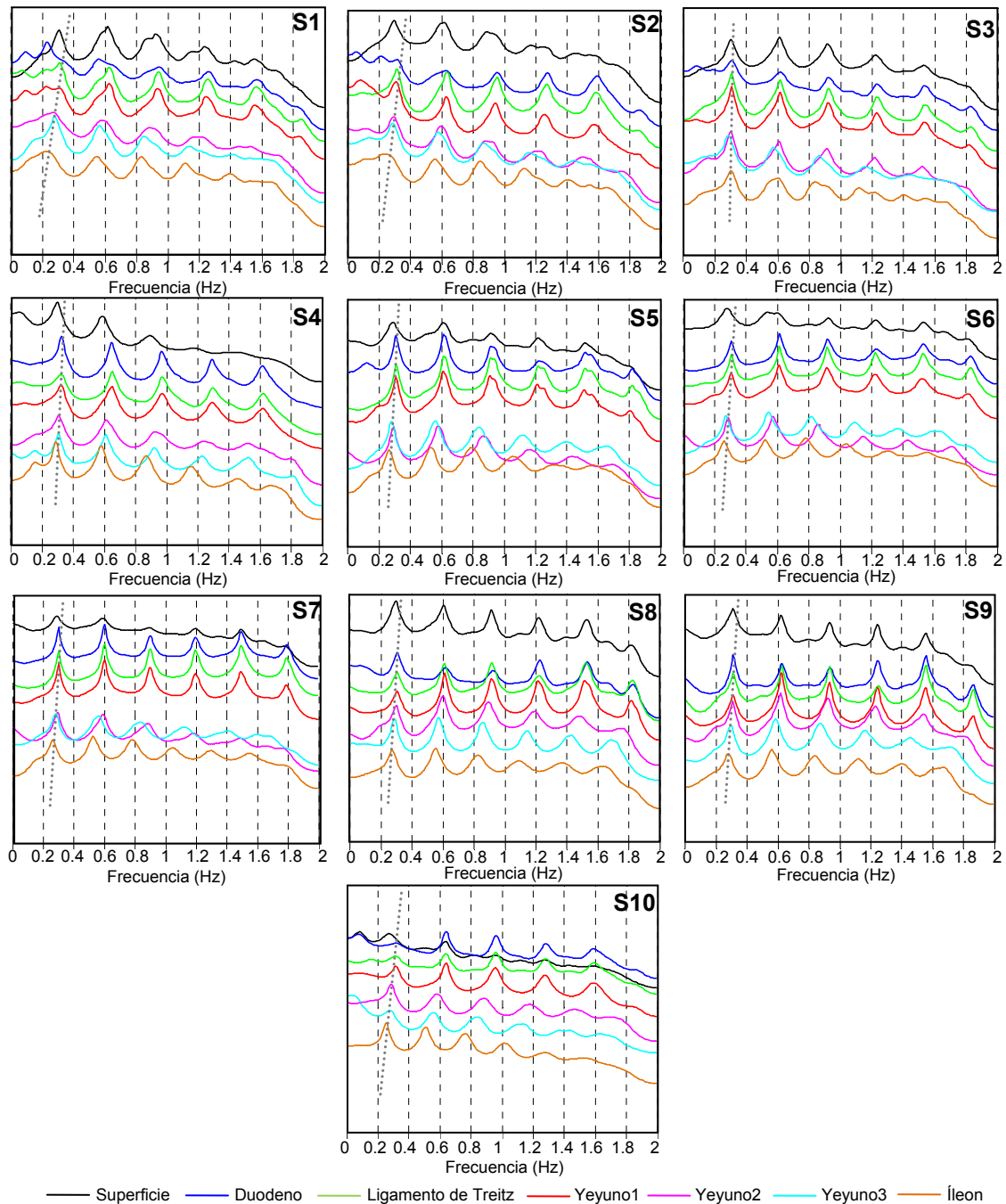
**Figura 7-20.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 136 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con AR(27) en la sesión 5: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-21, se muestran las densidades espectrales de 7 puntos de registro de datos de la sesión 8 correspondiente a 128 minutos. Puede apreciarse, que los picos espectrales alrededor de 0.3 Hz están bien resueltos y la respuesta espectral de cada minuto evaluado presenta menos variabilidad, lo cual indicaría que el orden es adecuado para la mayoría de los segmentos de datos analizados. Además, puede notarse que solo en la PSD promedio de los puntos de medida de superficie y duodeno, la componente de frecuencia dominante está en torno a 0.3 Hz. Mientras que los demás registros muestran mayor energía alrededor de la frecuencia de 0.6 Hz.



**Figura 7-21.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 128 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con AR(27) en la sesión 8 : **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-22 se muestran con una gráfica pseudo-tridimensional, las densidades espectrales de potencia promedio de todas las sesiones para cada uno de los puntos de medición internos y externo obtenidas con la técnica AR(27); puede observarse, que las respuesta espectral presenta un decremento aboral de la frecuencia en el rango de la onda lenta (0.3 Hz) y es más notorio en los armónicos superiores de la ventana de análisis. Puede apreciarse que el ritmo eléctrico básico del intestino delgado se mantiene en el rango de frecuencia de 0.28 Hz y 0.26 Hz (Tabla 7-18). También se ve que en las sesiones 1 y 10 se presentan más inestabilidad en torno a la frecuencia fundamental de 0.3 Hz.



**Figura 7-22.** Densidad espectral de potencia promedio de 7 puntos de registro internos y externo de 10 sesiones (N=1537) obtenidas con AR (27).

En la Tabla 7-18 se muestran las frecuencias promedio de la onda lenta ( $\bar{F}_{OL}$ ) y los coeficientes de inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta ( $CI_{FOL}$ ) de un total de 1537 minutos, obtenidos en cada punto de registro de datos de todas las sesiones con la técnica AR (27) (ver apartado 6.5), indicándose con “\*” las sesiones en las que no existe estadísticamente diferencia significativa entre el registro de superficie abdominal y cada uno de los registros internos. Puede observarse, que los valores de frecuencia de la sesión 5 a la 9 presentan un decremento gradual en la  $\bar{F}_{OL}$  desde el punto de duodeno hasta íleon en un rango de frecuencia global ( $FG_{OL}$ ) para estas 5 sesiones comprendido entre 0.304 Hz ( $\approx$  18 cpm) y 0.265 Hz ( $\approx$  16 cpm). Sin embargo, de las sesiones 1 a 4 junto con la sesión 10, los valores de  $\bar{F}_{OL}$  aunque tienden a disminuir, el decremento no es gradual sino más escalonado, estando el rango  $FG_{OL}$  de estas 4 sesiones en 0.273 Hz ( $\approx$  16 cpm) y 0.261 Hz ( $\approx$  15 cpm). Nótese, que todas las frecuencias de las sesiones evaluadas están comprendidas entre la  $\bar{F}_{OL}$  máxima de la Sesión S4 en duodeno 0.322 Hz ( $\approx$  19 cpm) y la  $\bar{F}_{OL}$  mínima de la sesión S1 en íleon 0.225 Hz ( $\approx$  14 cpm). Sin embargo, la  $FG_{OL}$  de las 10 sesiones presenta un rango interno entre 0.301 Hz ( $\approx$  18 cpm) y 0.263 Hz ( $\approx$  16 cpm). Igualmente se observa un decremento del valor de esta frecuencia a partir del ligamento de Treitz hasta íleon.

Por otra parte, se observa que el  $CI_{FOL}$  más alto en la superficie abdominal se obtiene en la sesión S7, mientras que los más elevados en los puntos de medida interno, se muestran en duodeno, Treitz y yeyuno 3 de la sesión S10, yeyuno 2 e íleon en la sesión S2 y yeyuno 1 en la sesión S1. También se aprecia a través del coeficiente de inestabilidad global ( $CI_{GFOL}$ ) de las 10 sesiones, que el más elevado se encuentra en duodeno y el de más bajo coeficiente de inestabilidad se obtiene en yeyuno 2. Asimismo en la Tabla 7-18 se observa que las  $\bar{F}_{OL}$  del punto de registro de yeyuno 2, es el que en la mayoría de las sesiones no presenta estadísticamente diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) con las frecuencias del punto de medida de superficie abdominal, mientras que la  $\bar{F}_{OL}$  de la sesión S1 presenta estadísticamente diferencias significativas en todos los puntos de registros. Además, existen otras  $\bar{F}_{OL}$  de los puntos de medición que no presentan diferencia significativa con el registro externo.

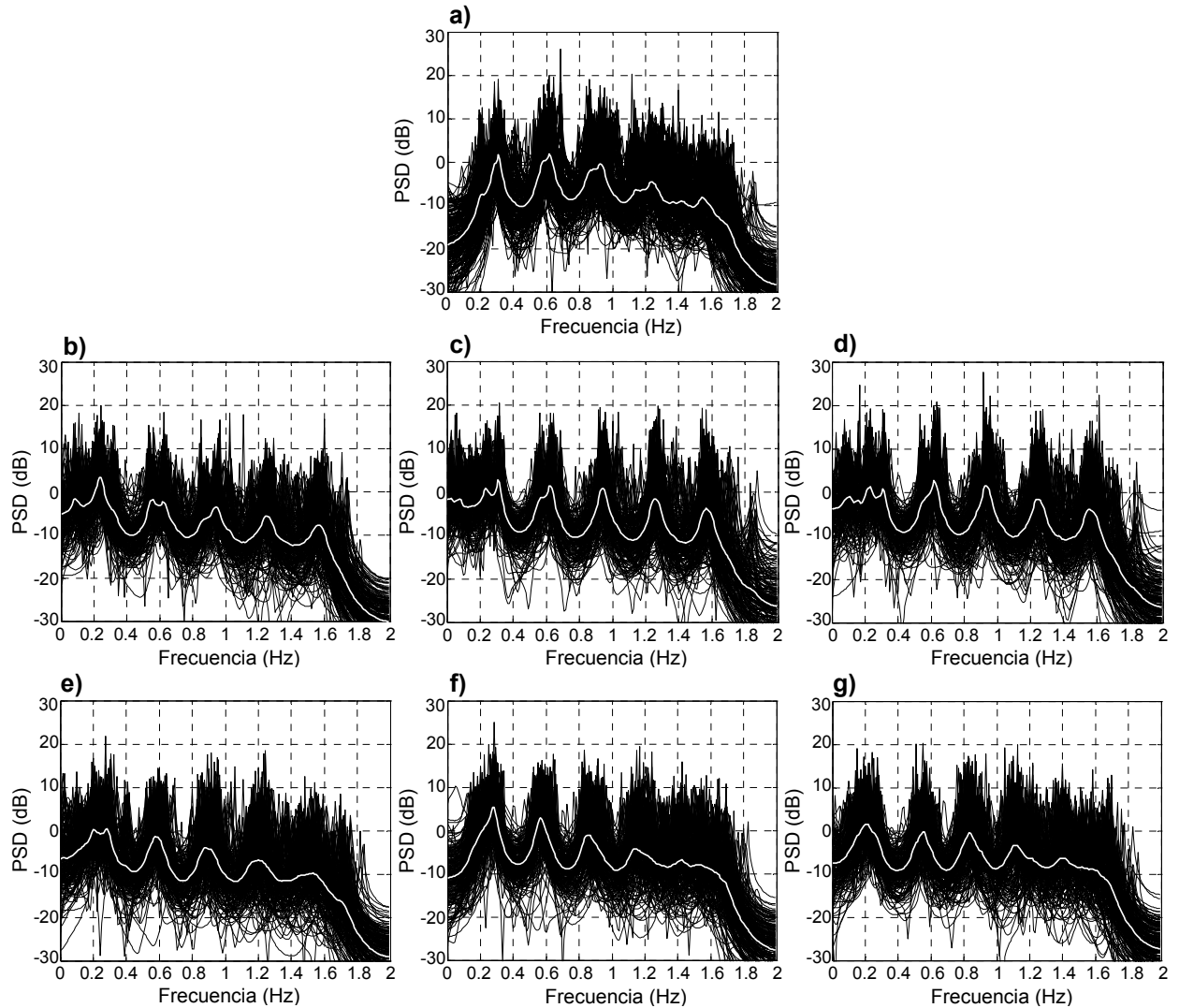
**Tabla 7-18.** Frecuencia promedio de la onda lenta, Coeficiente de inestabilidad de la onda lenta y frecuencia global de la onda lenta, coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta obtenidos con AR (27) para N= 1537.

Sesiones	SUPERFICIE		DUODENO		TREITZ		YEYUNO 1		YEYUNO 2		YEYUNO 3		ÍLEON	
	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)
S1 (N=241)	0.301	8.21	0.240	14.03	0.285	14.83	0.256	18.70	0.254	18.42	0.279	8.54	0.225	16.64
S2 (N=163)	0.294	9.03	0.252	21.40	0.310	5.44	0.279	20.20	0.291*	8.21	0.278	13.03	0.241	17.37
S3 (N=209)	0.301	8.18	0.290	17.11	0.308	5.28	0.309	5.06	0.301*	4.56	0.288	5.28	0.303*	7.26
S4 (N=95)	0.293	7.32	0.322	5.30	0.306	12.70	0.317	6.87	0.294*	12.39	0.302	6.05	0.286	4.82
S5 (N=136)	0.286	8.22	0.307	4.07	0.308	2.70	0.307	2.77	0.289*	3.93	0.278	4.50	0.263	5.29
S6 (N=203)	0.279	7.63	0.307	2.17	0.308	1.98	0.305	2.44	0.287	3.12	0.273	3.58	0.260	3.93
S7 (N=110)	0.279	17.54	0.298	6.07	0.300	1.57	0.300	1.77	0.291	3.57	0.279*	3.95	0.261	3.83
S8 (N=128)	0.290	4.16	0.300	7.51	0.298	7.00	0.297	5.61	0.295	3.63	0.284	3.74	0.269	6.62
S9 (N=102)	0.304	5.76	0.307*	5.29	0.307*	5.09	0.305*	4.13	0.305*	2.53	0.292	3.89	0.273	8.28
S10 (N=178)	0.267	15.46	0.259*	27.27	0.280	20.14	0.296	16.27	0.284	5.94	0.247	20.29	0.253	4.36
$FG_{OL}$   $CI_{GFOL}$	<b>0.289</b>	<b>9.15</b>	<b>0.288</b>	<b>11.02</b>	<b>0.301</b>	<b>7.67</b>	<b>0.297</b>	<b>8.38</b>	<b>0.289</b>	<b>6.63</b>	<b>0.280</b>	<b>7.29</b>	<b>0.263</b>	<b>7.84</b>



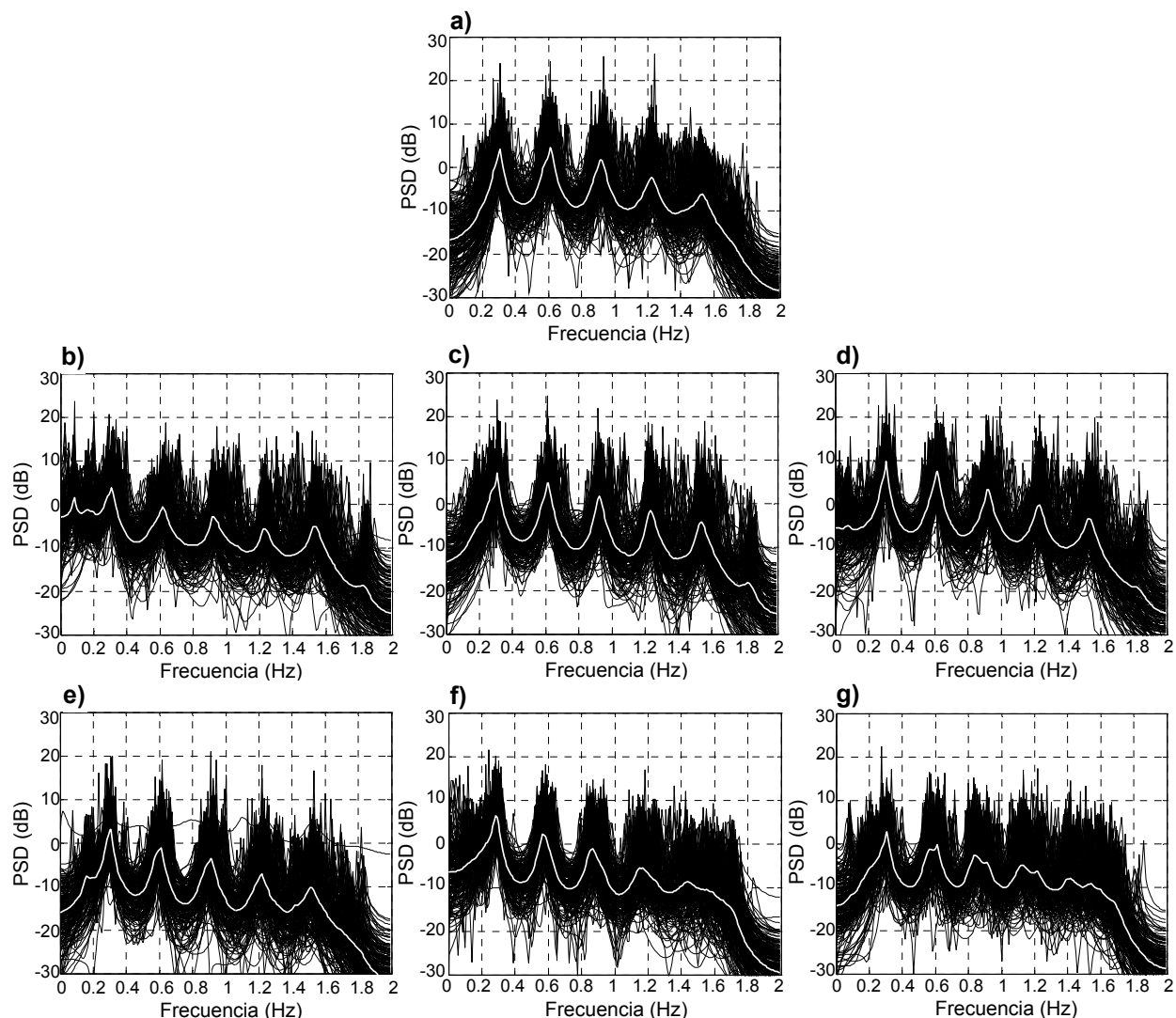
### 7.4.2 Análisis espectral de la respuesta del modelo ARMA

La figura 7-23 muestra la PSD superpuestas que se obtuvieron con el modelo ARMA (25,8) en los 7 puntos de registro de datos de la sesión 2 correspondiente a 241 minutos. Puede observarse, que los picos espectrales de la PSD promedio (línea blanca) de los espectros superpuestos en los puntos de medida duodeno, Treitz, yeyuno 2, yeyuno 3 e íleon presenta una componente dominante en torno a 0.3 Hz (18 cpm), mientras que en el espectro de superficie y yeyuno 1 lo exhiben alrededor de 0.6 Hz (36 cpm). También pueden notarse en la PSD promedio de duodeno un pico cercano a 0.1 Hz, y en los registros de medida de Treitz, yeyuno 1 y yeyuno 2 se muestran dos picos en torno a 0.3 Hz. Además, se puede visualizar que los valles de los espectros individuales están más dispersos que los picos en todos los puntos de medida mostrando el método de estimación espectral más inestabilidad.



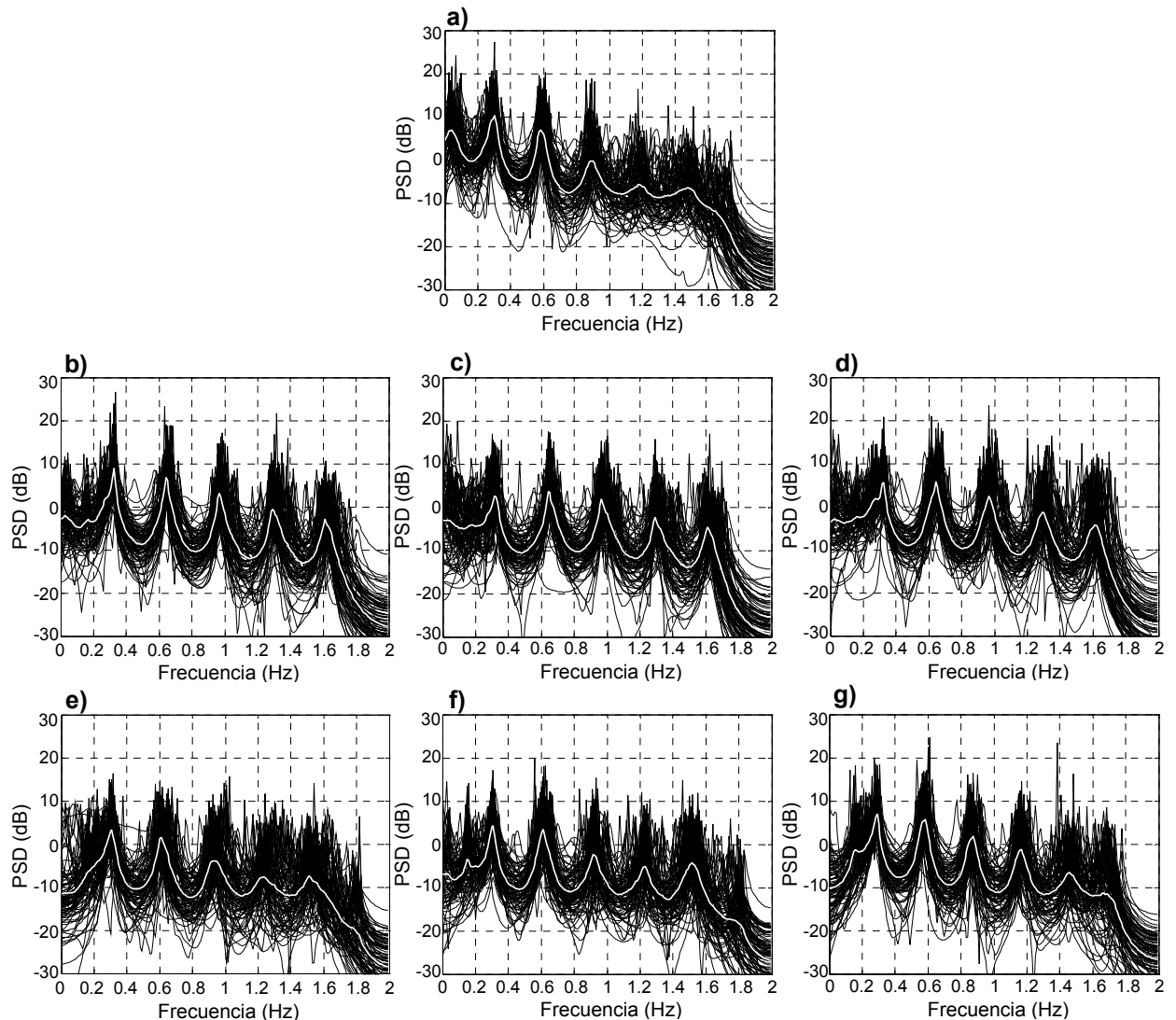
**Figura 7-23.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 241 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con ARMA (25,8) en la sesión 1 : **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** ileon.

En la figura 7-24 se muestra la PSD superpuestas de 209 minutos de la sesión 3 obtenidas con ARMA (25,8). Puede observarse, que la PSD de cada minuto analizado muestra más dispersión en los valles que la sesión 1. Sin embargo, la PSD promedio en todos los registros internos presentan una frecuencia dominante alrededor de 0.3 Hz. Pero en el punto de medida externo la frecuencia dominante está en torno al primer armónico (0.6 Hz). Además, puede apreciarse la existencia de atenuación en los registros de yeyuno 3 e íleon en los armónicos superiores. También puede verse la existencia de un pico cercano a 0.1 Hz en las PSD promedio de los puntos de medida de duodeno y yeyuno 2. Por otra parte, algunas de las PSD individuales de los registros de datos presentan picos aislados que no siguen el patrón de las demás PSD superpuestas.



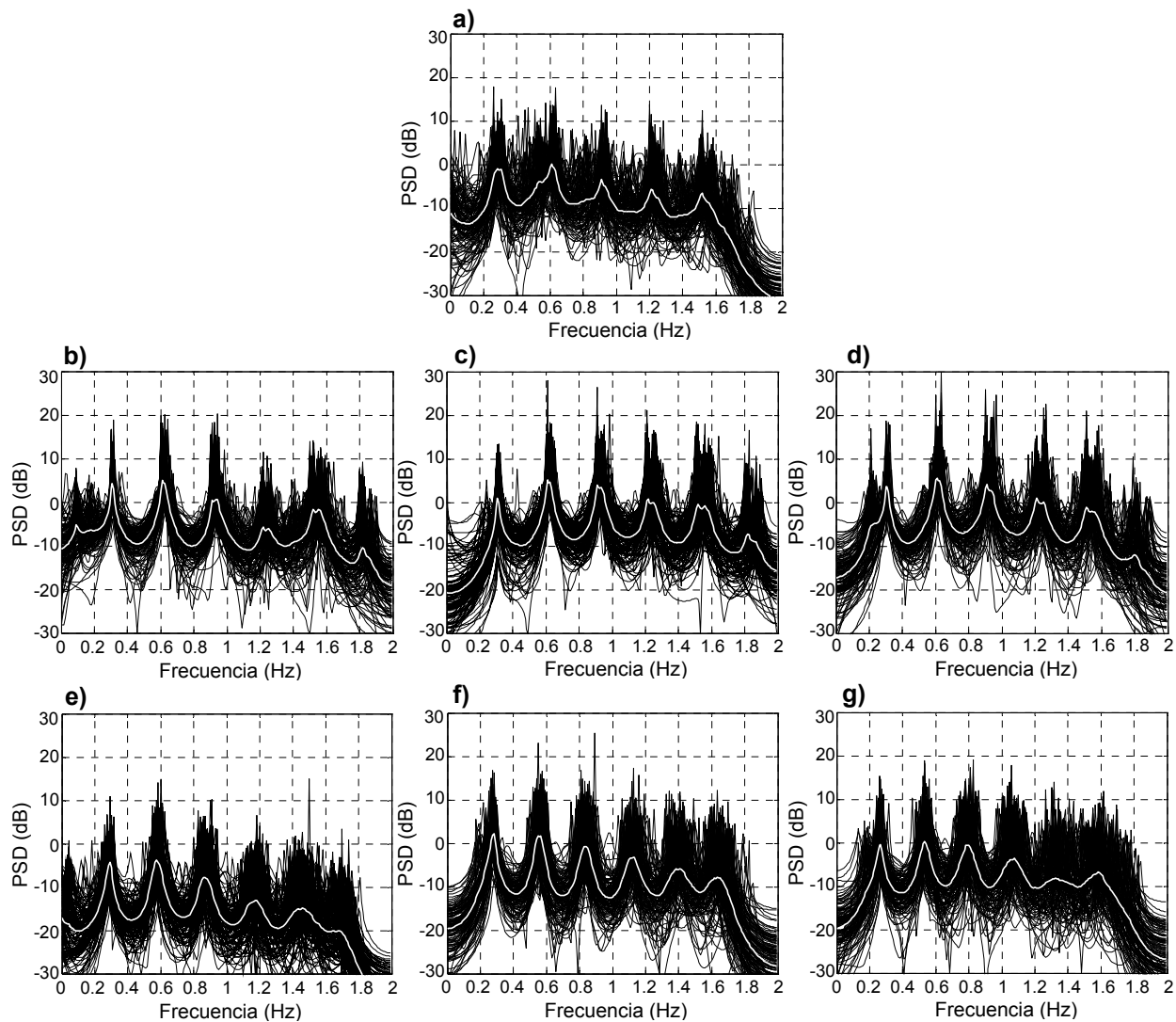
**Figura 7-24.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 209 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con ARMA (25,8) en la sesión 3 : **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-25, muestra la PSD estimada con ARMA (25,8) para la sesión 4 correspondientes a 95 minutos de señal del EEnG. Se observa que la PSD de cada minuto superpuesto está dispersa, mayormente en los valles que en los picos del espectro mostrándose con ello la existencia de la variabilidad en el ancho de banda analizado. Además, se ve que existen espectros que no siguen al patrón de la PSD promedio (línea blanca) lo que podría indicar que los órdenes no son adecuados para algunos segmentos de datos analizados o que la señal este alterada por posibles interferencias que hayan aparecido. También puede apreciarse que en la mayoría de los puntos de medición, los picos espectrales de la PSD promedio muestran un pico espectral en torno a la frecuencia de 0.3 Hz (18 cpm), excepto en los registros de Treitz y yeyuno 1 que están cercano a 0.6 Hz.



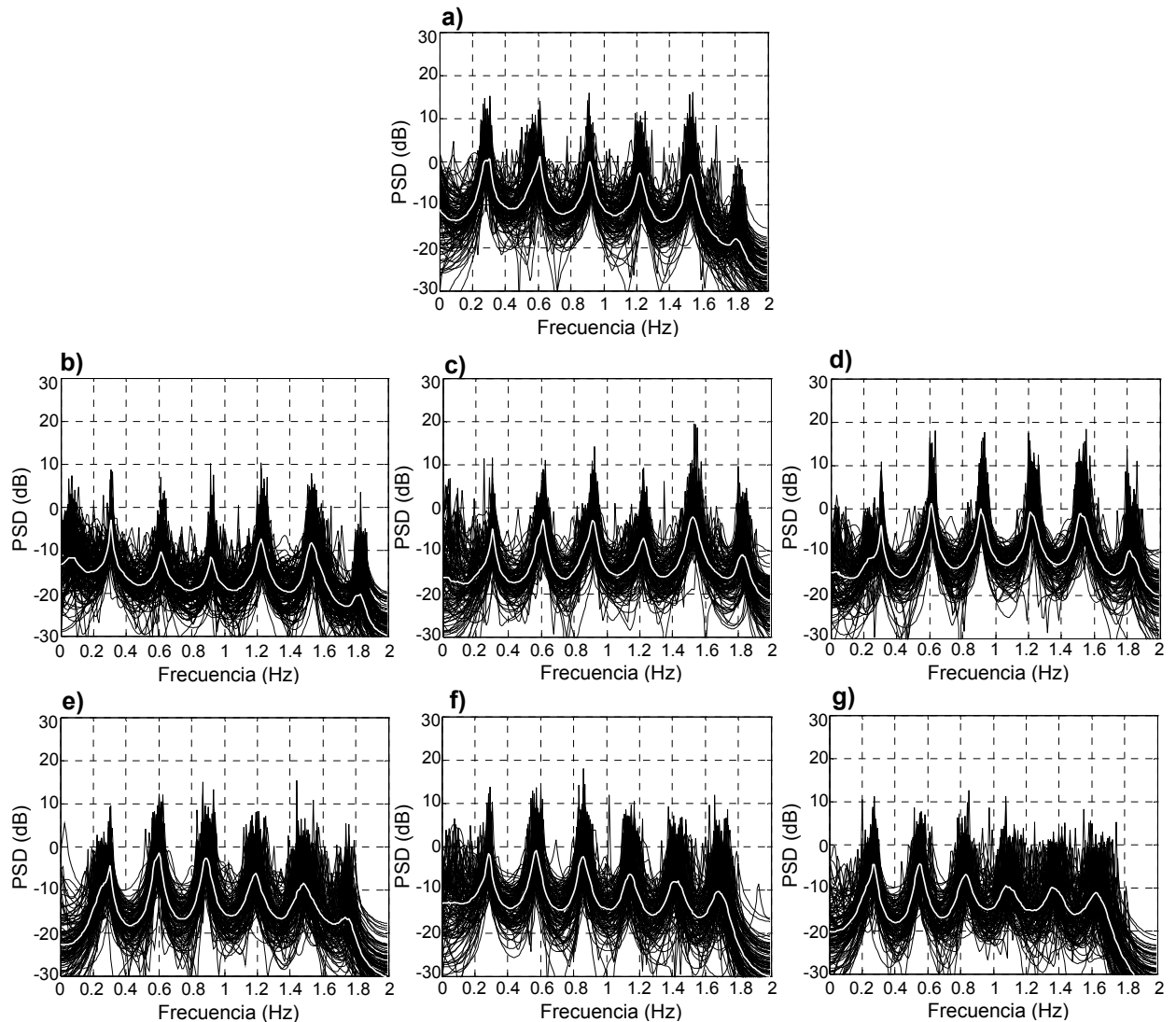
**Figura 7-25.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 95 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con ARMA(25,8) en la sesión 4: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-26 exhibe la PSD superpuesta estimada para la sesión 5 de 136 minutos de señal del EEnG para 7 puntos de registros evaluados. Puede verse que los valles de los espectros individuales resultantes, muestran mayor dispersión que los picos en torno a la frecuencia fundamental y sus armónicos. Sin embargo, el registro de superficie abdominal es quien más dispersión muestra en toda la ventana de análisis. Además, presenta un espectro promedio más ancho que el de los registros internos, esto podría deberse a la variación de la frecuencia en torno a 0.3 Hz a lo largo del tiempo. También puede observarse que la energía del espectro promedio (línea blanca), muestra que la componentes dominantes de frecuencia en la mayoría de los puntos de medición, están alrededor de la frecuencia del primer armónico (0.6 Hz).



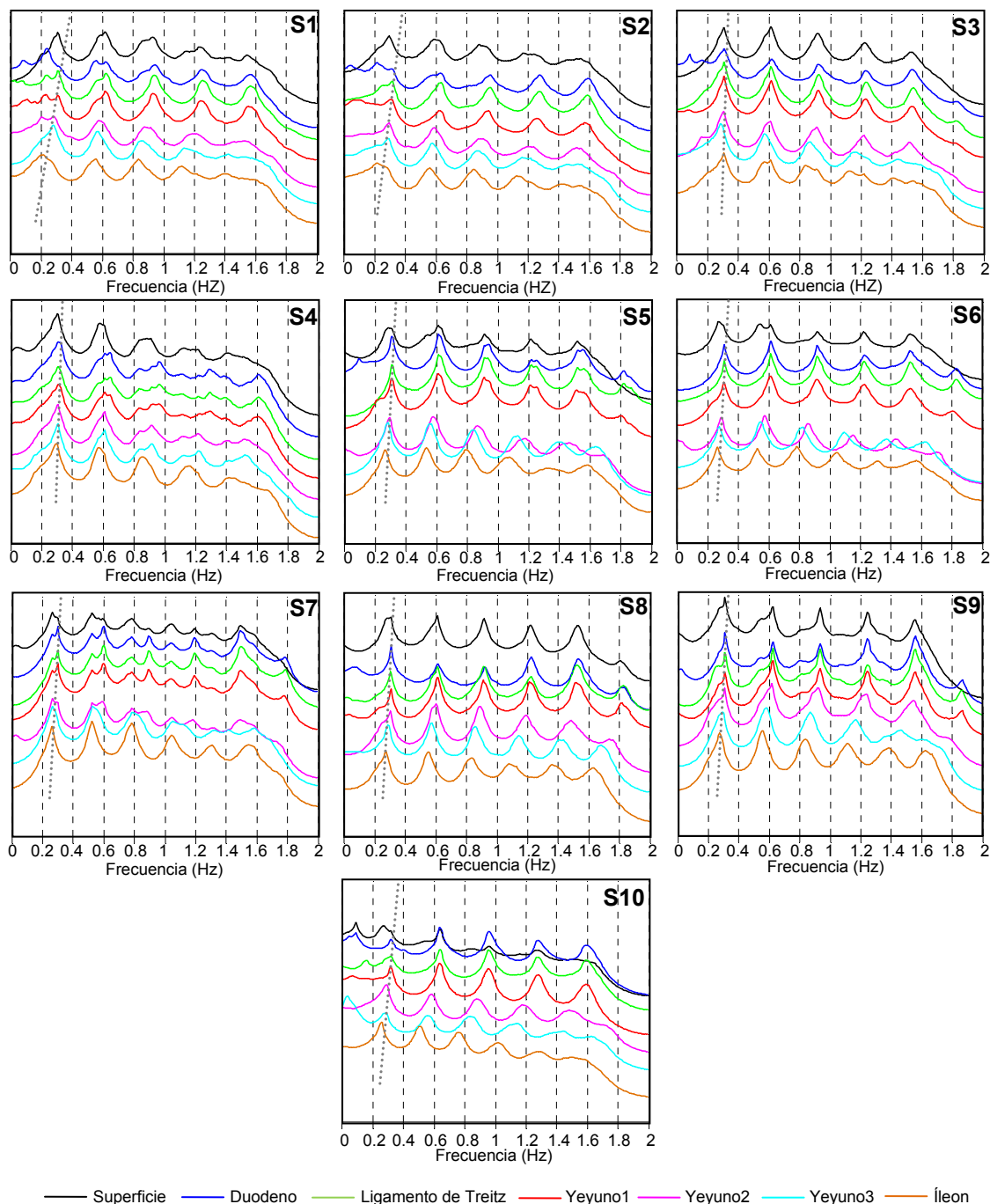
**Figura 7-26.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 136 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con ARMA (25,8) en la sesión 5: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-27 presenta el resultado de la PSD promedio y las respuestas espectrales superpuestas obtenidas de 128 minutos de la sesión 8 evaluados con ARMA (25,8). Puede notarse que la PSD promedio (línea blanca) en el punto de medida de la superficie abdominal y en los 3 registros de yeyuno, la frecuencia dominante está alrededor de 0.6 Hz, mientras que en el registro de Treitz, la componente de frecuencia que se muestra dominante está en torno a 1.5 Hz. Solamente en los registros de duodeno e íleon, se muestra la componente dominante en torno a 0.3 Hz. También puede observarse que los espectros individuales al igual que en las sesiones anteriores evaluadas con ARMA, exhiben variabilidad en los valles del espectro e incluso existe presencia de picos aislados que no siguen el patrón de la densidad espectral promedio.



**Figura 7-27.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 128 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con ARMA (25,8) en la sesión 8 : **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-28 se muestra una gráfica pseudo-tridimensional de la densidad espectral promedio, obtenidas con el modelo ARMA (25,8) en los puntos de registro internos y de superficie abdominal de las 10 sesiones de registro obtenidas de 5 perros. Puede observarse que la sesión 4 y 7 no muestran claramente los picos de los espectros en las armónicas superiores. Por otra parte, también se ve la disminución que presenta la frecuencia del ritmo eléctrico básico desde el duodeno hasta íleon, manteniéndose la frecuencia entre 0.28 Hz y 0.26 Hz como se presenta en la Tabla 7-19.



**Figura 7-28.** Densidad espectral de potencia promedio de 7 puntos de registro internos y externo de 10 sesiones (N=1537) obtenidas con ARMA (25,8).

En la Tabla 7-19 se muestra un resumen de las frecuencias promedio de la onda lenta ( $\bar{F}_{OL}$ ) y el coeficiente de inestabilidad promedio de la frecuencia de la onda lenta ( $CI_{FOL}$ ) obtenidos en cada uno de los puntos de registro, así como, la frecuencias global ( $FG_{OL}$ ) y coeficientes de inestabilidad ( $CIG_{FOL}$ ) globales de todas las sesiones, obtenidas con la técnica ARMA (25,8) para 1537 minutos de señal del EEnG (ver apartado 6.5). Además se indican con “\*” los registros de datos que no presentan diferencias estadísticamente significativas entre el registro de superficie y los registros internos. Puede apreciarse que los valores de frecuencia de los registros internos de la sesión 5 a la 7 y las sesiones 9,10, presentan un decremento en sentido aboral de la  $FG_{OL}$  de las 5 sesiones en un rango entre 0.308 Hz ( $\approx$  18 cpm) y 0.261 Hz ( $\approx$  16 cpm). En las sesiones de S1 a S4 y sesión S8, los cambios de la  $\bar{F}_{OL}$  a través del tracto intestinal, aunque tienden a disminuir, esto no se hace suavemente, puesto que en algunas sesiones Treitz, duodeno, yeyuno 1 e íleon se presentan con valores mayores respecto al punto de registro anterior. En este caso, la  $FG_{OL}$  de estas 5 sesiones está entre 0.286 Hz ( $\approx$  17 cpm) y 0.269 Hz ( $\approx$  16 cpm). Las frecuencias de todas las sesiones evaluadas están comprendidas entre la  $\bar{F}_{OL}$  máxima de duodeno S10 0.315 Hz ( $\approx$  19 cpm) y la  $\bar{F}_{OL}$  mínima de íleon S1 0.237 Hz ( $\approx$  14 cpm). También puede verse que la  $FG_{OL}$  de las 10 sesiones, empieza a disminuir a partir del ligamento de Treitz hasta íleon, estando el rango de la  $FG_{OL}$  de todas las sesiones comprendido entre 0.301 Hz ( $\approx$  18 cpm) y 0.265 Hz ( $\approx$  16 cpm). Mediante el  $CIG_{FOL}$  se aprecia que el punto de registro de superficie abdominal presenta la mayor inestabilidad, mientras que yeyuno 3 exhibe la menor inestabilidad. También puede verse que los coeficientes más altos se obtienen en la sesión 10.

Por otra parte, puede observarse que existen varios puntos de registros internos que no presentan estadísticamente diferencias significativas con el punto de medida externo. De hecho, la mayoría de las sesiones no presenta diferencias estadísticamente significativas entre los valores de la  $\bar{F}_{OL}$  en el registro de yeyuno 2 con los valores de frecuencia del punto de medida de la superficie abdominal.

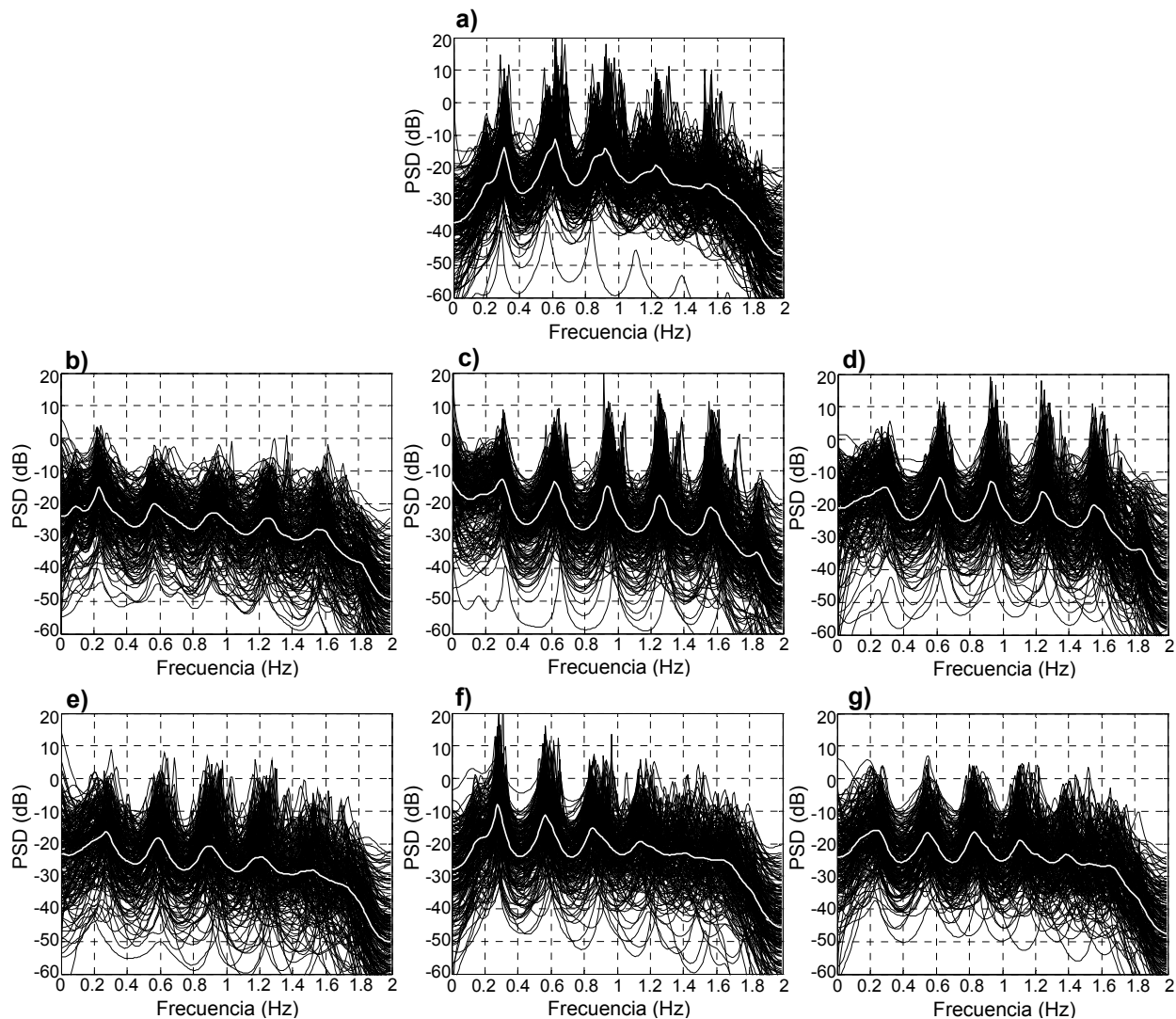
**Tabla 7-19.** Frecuencia promedio de la onda lenta, Coeficiente de inestabilidad de la onda lenta y frecuencia global de la onda lenta, coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta obtenidos con ARMA (25,8) para N= 1537.

Sesión	SUPERFICIE		DUODENO		TREITZ		YEYUNO 1		YEYUNO 2		YEYUNO 3		ÍLEON		
	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	
S1 (N=241)	0.298	10.09	0.251	14.76	0.281	14.81	0.265	16.49	0.269	18.31	0.276	10.79	0.237	12.80	
S2 (N=163)	0.291	11.48	0.264	16.64	0.294*	11.14	0.289*	13.02	0.284*	10.53	0.277	11.24	0.249	13.94	
S3 (N=209)	0.304	7.71	0.304*	10.99	0.302*	7.90	0.307*	5.64	0.301*	7.02	0.284	8.58	0.300*	10.81	
S4 (N=95)	0.300	8.61	0.308	11.07	0.306	9.50	0.307	8.41	0.296	9.97	0.292	7.36	0.291	10.42	
S5 (N=136)	0.287	10.27	0.309	3.07	0.307	3.40	0.303	7.03	0.288*	5.49	0.278	4.60	0.263	5.20	
S6 (N=203)	0.279	8.04	0.307	3.60	0.308	2.92	0.300	7.10	0.287	4.34	0.272	5.37	0.261	6.49	
S7 (N=110)	0.287	10.90	0.303	4.10	0.303	2.90	0.300	3.52	0.288*	4.47	0.272	6.28	0.259	6.93	
S8 (N=128)	0.288	6.60	0.305	3.40	0.299	6.44	0.297	8.91	0.281*	11.36	0.284*	5.14	0.266	7.94	
S9 (N=102)	0.298	10.48	0.309	3.97	0.302*	7.31	0.302*	6.96	0.286	12.59	0.285	7.28	0.272	7.45	
S10 (N=178)	0.283	12.77	0.315	15.26	0.304	10.73	0.303	10.99	0.281*	7.95	0.271	9.43	0.252	4.71	
$FG_{OL}$	$CIG_{FOL}$	<b>0.292</b>	<b>9.70</b>	<b>0.297</b>	<b>8.69</b>	<b>0.301</b>	<b>7.71</b>	<b>0.297</b>	<b>8.81</b>	<b>0.286</b>	<b>9.20</b>	<b>0.279</b>	<b>7.61</b>	<b>0.265</b>	<b>8.67</b>

### 7.4.3 Análisis espectral de la respuesta del modelo Prony

El análisis de las sesiones de registro de datos se realizó con el método de Prony utilizando los órdenes  $p=29$  y  $q=1$ . En la figura 7-29, se muestra la PSD superpuesta de cada minuto de señal analizado y la PSD promedio (línea blanca) de la sesión 1, correspondiente a 241 minutos. Puede observarse que la PSD presenta menos inestabilidad y el espectro de potencia promedio (línea blanca) está más suavizado que el resultado obtenido con ARMA (Figura 7-23).

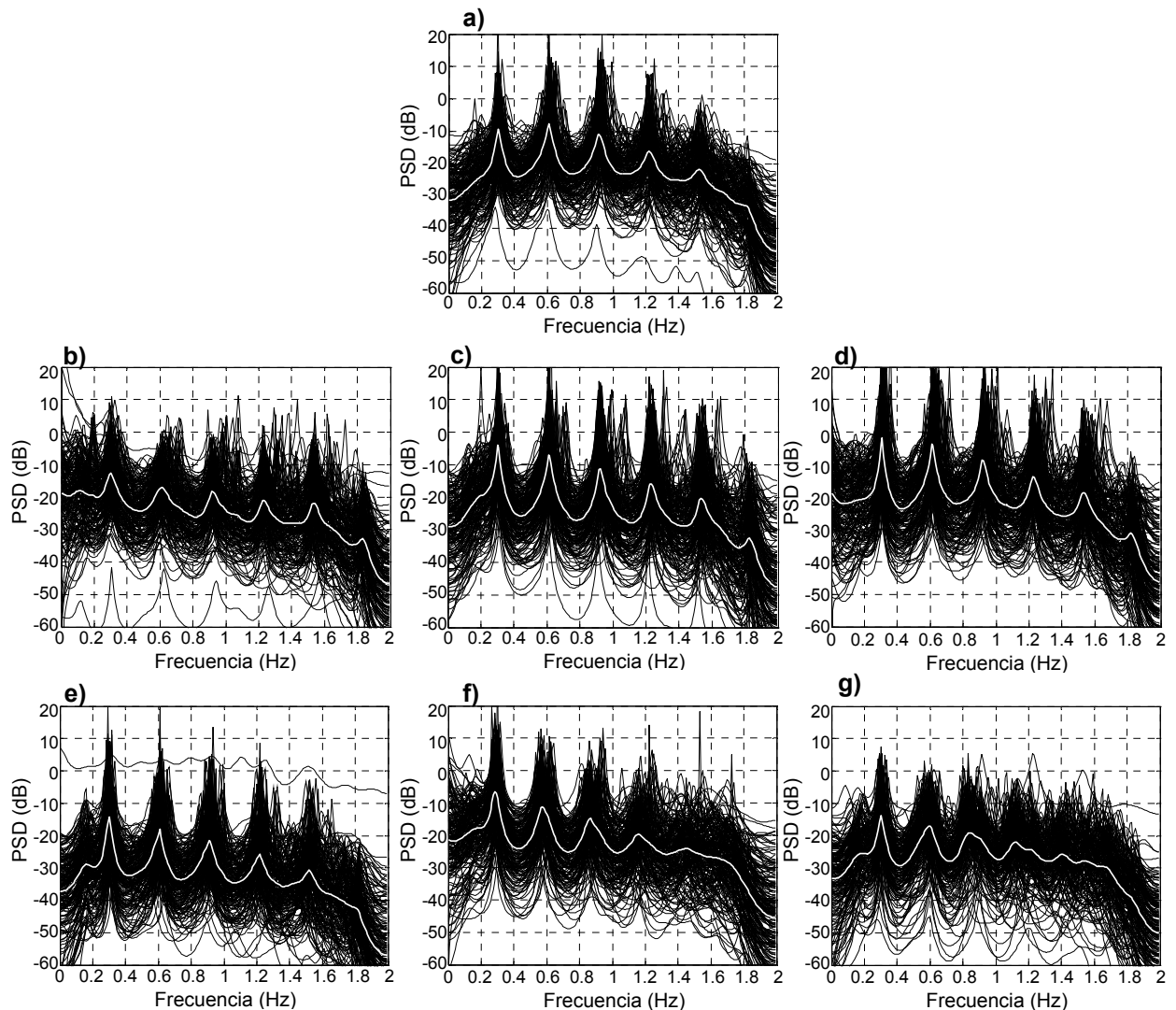
También puede apreciarse mediante la PSD promedio que en la mayoría de los registros de señal la componente de frecuencia dominante está en torno a 0.3 Hz, excepto para los puntos de medida de superficie abdominal y del ligamento de Treitz que están alrededor de 0.6 Hz. Además, se puede ver que los picos de los armónicos de frecuencias superiores en los registros de superficie, yeyuno 2, yeyuno 3 e íleon están atenuados. Por otra parte, los registros de medición presentan algunos espectros que contienen mucha menor energía con respecto a la PSD promedio.



**Figura 7-29.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 241 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con Prony(29,1) en la sesión 1: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

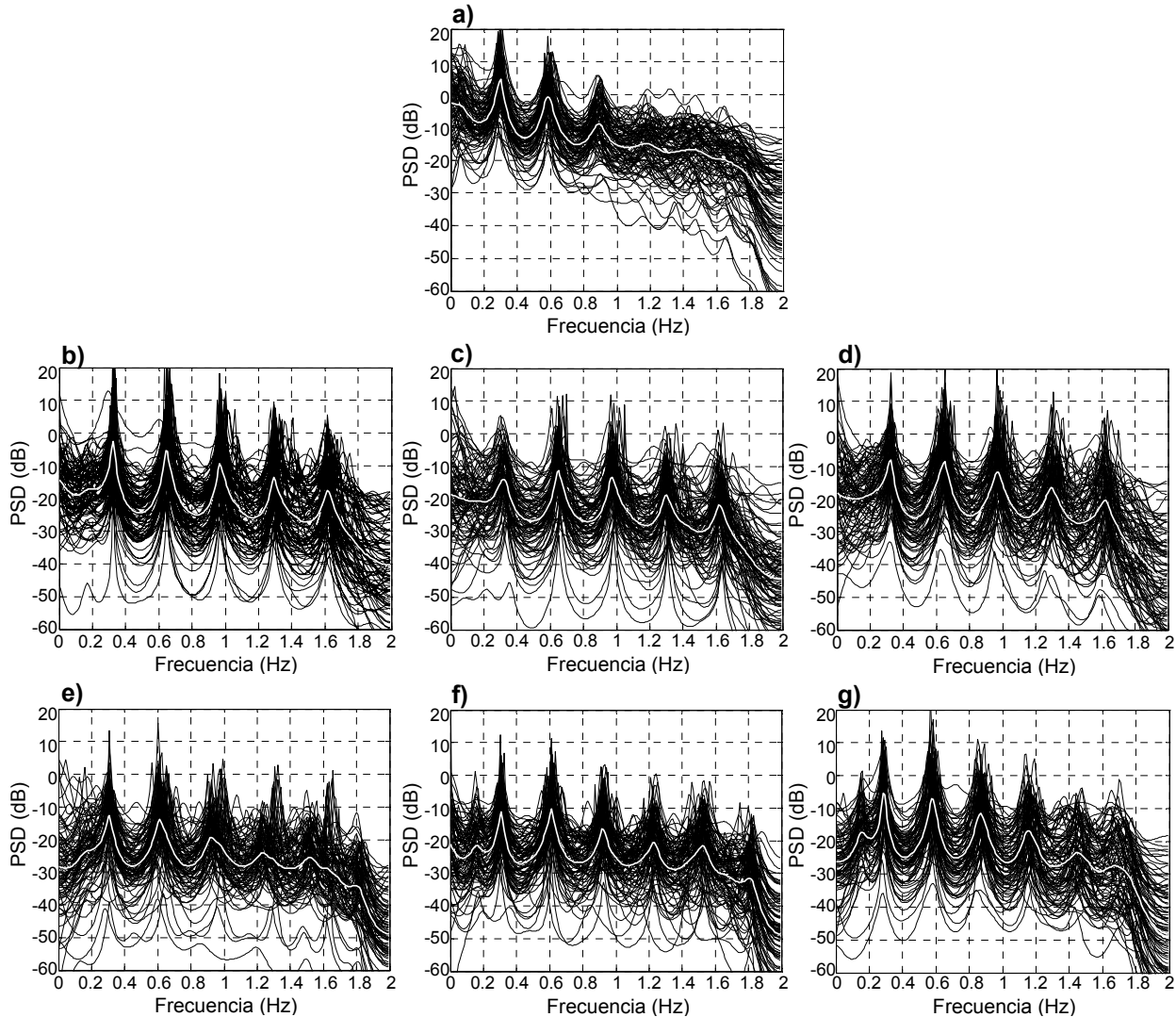


En la figura 7-30 se presentan las PSD superpuestas y su PSD promedio (línea blanca) de la sesión 3 con 209 minutos de señales del EEnG, evaluados con la técnica Prony (29,1). En los puntos de registros internos los picos espectrales de la PSD promedio, muestran mayor energía alrededor de la frecuencia de 0.3 Hz (18 cpm), mientras que en el registro externo la componente de frecuencia que se muestra dominante está cercana a 0.6 Hz (36 cpm). También se observa que en la mayoría de los registros de medición existen espectros que contienen una baja energía con respecto a la PSD promedio e incluso mayor energía (Figura 7-30e) pero con picos espectrales atenuados y que dificulta su interpretación.



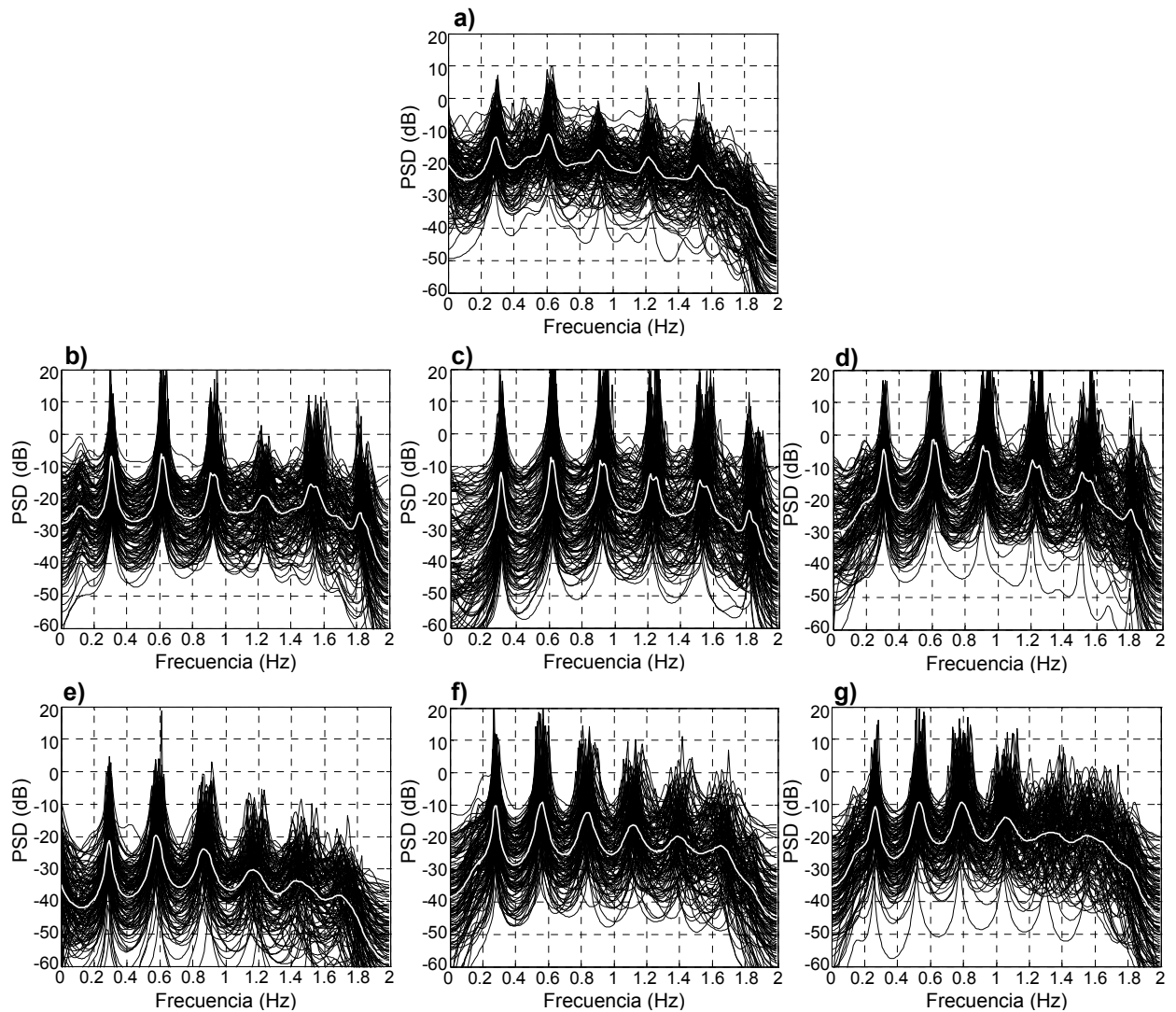
**Figura 7-30.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 209 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con Prony(29,1) en la sesión 3: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

En la figura 7-31 se exhiben las densidades espectrales de potencia superpuestas y la PSD promedio (línea blanca) de 95 minutos que corresponden a la sesión 4, obtenidas con el método Prony (29,1). Se observa que los espectros individuales presentan más dispersión que el obtenido con el método ARMA, pero la técnica de Prony proporciona resultados con menor inestabilidad. Mediante la PSD promedio puede apreciarse que en la mayoría de los puntos de medición de los registros, la frecuencia dominante está en torno a la componente de 0.3 Hz, excepto en los registros de Treitz y yeyuno 2, que presenta una frecuencia dominante en 0.6 Hz. También se muestra la existencia algunos espectros con menos energía con respecto a la PSD promedio



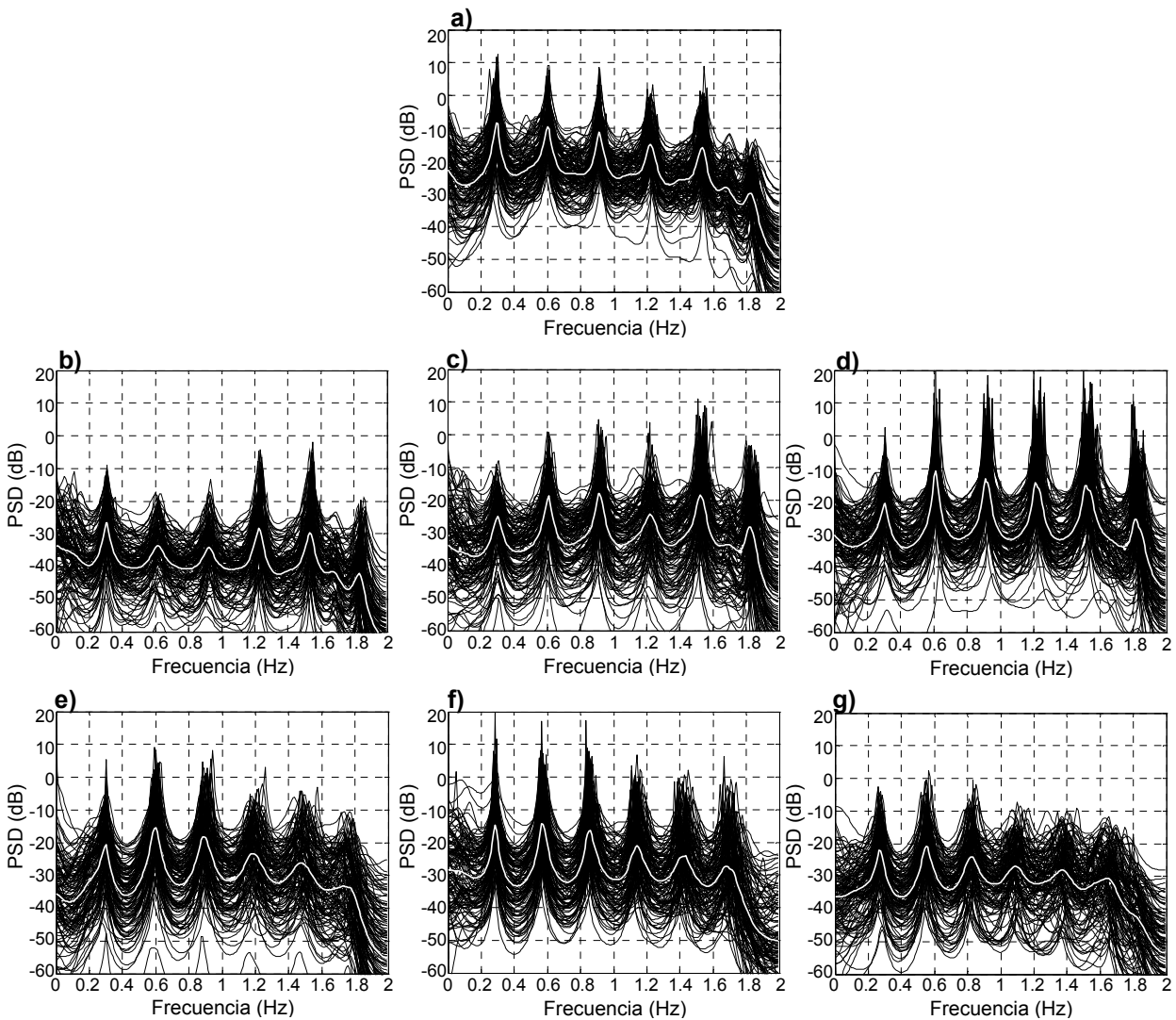
**Figura 7-31.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 95 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con Prony(29,1) en la sesión 4: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-32 presenta la PSD superpuestas de 136 minutos evaluados con el método Prony (29,1) y que corresponden a la sesión 5. Puede observarse que los espectros en los registros internos muestran mayor energía que el de superficie abdominal. Incluso mediante la PSD promedio (línea blanca) se visualiza que la densidad espectral de potencia está atenuada. Además, el pico espectral del promedio de todos los registros muestra una componente de frecuencia dominante en 0.6 Hz. También puede apreciarse que algunas de las PSD presentan disminución de energía con respecto a la PSD promedio y esto es más notorio en los registros obtenidos en los puntos de medición de yeyuno 1 y yeyuno 2 e íleon.



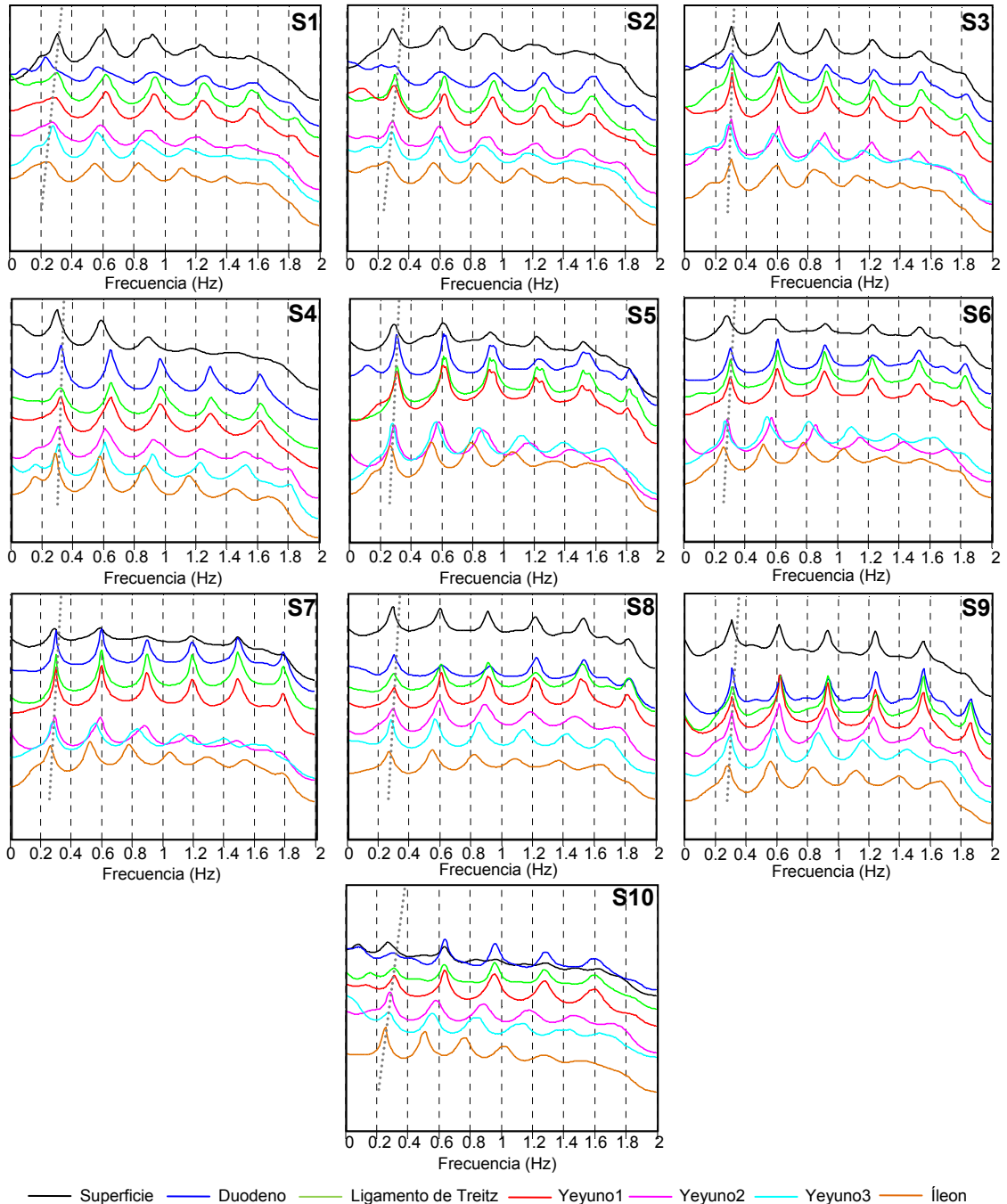
**Figura 7-32.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 136 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con Prony(29,1) en la sesión 5: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-33 se exhibe la respuesta de la PSD superpuestas y su promedio (línea blanca) de la sesión 8 con 128 minutos evaluados con la técnica Prony (29,1). Puede verse, que los picos espectrales de la PSD promedio son dominantes alrededor de la frecuencia de 0.6 Hz en la mayoría de los registros internos, excepto para el punto de medida de Treitz que muestra su pico con más energía cercano a la frecuencia del segundo armónico (0.9 Hz), mientras que en el registro de superficie abdominal la componente dominante se presenta en 0.3 Hz. También se aprecia la existencia de algunas PSD que presentan mucha menor energía que la PSD promedio obtenida de cada punto de medición. No obstante presentan menor inestabilidad que el resultado obtenido con el método ARMA.



**Figura 7-33.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 128 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con Prony(29,1) en la sesión 8: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-34 se traza en una gráfica pseudo-tridimensional la respuesta espectral promedio que proporciona el método Prony (29,1) para los diferentes puntos de medición internos y externos de 10 sesiones. Puede observarse, que en las sesiones 6, 7 y 10 el espectro promedio de superficie abdominal presenta mayor atenuación de la energía del espectro con respecto al resto de la sesiones. También puede apreciarse que los picos espectrales de mayor energía están en torno a las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz. Además, la frecuencia de repetición de la onda lenta está comprendida entre 0.26 Hz y 0.29 Hz. Sin embargo, en la sesión 10, los picos espectrales en duodeno y el ligamento de Treitz se resuelven con dificultad. De la misma manera que con las otras técnicas también se observa el decremento de la frecuencia de la onda lenta aboralmente y es más notable en los armónicos superiores.



**Figura 7-34.** Densidad espectral de potencia promedio de 7 puntos de registro internos y externo de 10 sesiones (N=1537) obtenidas con Prony (29,1).

Las frecuencias promedio de la onda lenta ( $\bar{F}_{OL}$ ) y el coeficiente de inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta ( $CI_{FOL}$ ) obtenidos en cada uno de los puntos de registro, así como la frecuencias global ( $FG_{OL}$ ) y coeficientes de inestabilidad ( $CI_{G_{FOL}}$ ) globales de todas las sesiones, obtenidas con el método Prony (29,1) para 1537 minutos de señales, se recogen en Tabla 7-20 (ver apartado 6.5). Asimismo se muestran con un “\*” los registros que no presentan diferencias estadísticamente significativas entre el registros de superficie y los registros internos. Puede observarse, que los valores de  $\bar{F}_{OL}$  de las sesiones S1 a la S4 junto con S10, presentan valores de frecuencia que rompen con la secuencia de decremento gradual desde duodeno hasta íleon, debido a que los valores de frecuencia en yeyuno 1 son mayores que los de Treitz (S4, S10), duodeno es menor que Treitz, yeyuno 1 y yeyuno 2 (S1,S2) e incluso íleon es mayor que yeyuno 2 y yeyuno 3 (S3). No obstante la  $\bar{F}_{OL}$  tiende a disminuir desde el ligamento de Treitz hasta íleon, mostrando una  $FG_{OL}$  de estas 5 sesiones entre 0.299 Hz ( $\approx 18$  cpm) y 0.269 Hz ( $\approx 16$  cpm). De la sesión S5 a la sesión S9, la  $\bar{F}_{OL}$  presenta un decremento continuo a partir de duodeno hasta íleon, encontrándose el rango de la  $FG_{OL}$  para estas 5 sesiones de 0.305 Hz ( $\approx 18$  cpm) y 0.269 Hz ( $\approx 16$  cpm). Asimismo, se aprecia que la  $FG_{OL}$  de las 10 sesiones decrece desde el ligamento de Treitz (0.305 Hz) hasta íleon (0.273 Hz). Las frecuencias de todas las sesiones evaluadas están comprendidas entre la  $\bar{F}_{OL}$  máxima de duodeno S4 0.323 Hz ( $\approx 19$  cpm) y la  $\bar{F}_{OL}$  mínima de íleon S6 0.263 Hz ( $\approx 14$  cpm).

Además, esta misma tabla muestra en la mayoría de los registros evaluados con Prony, la inestabilidad es menor que la obtenida con AR y ARMA. Esto se visualiza con los resultados de los  $CI_{G_{FOL}}$  que son más pequeños que las de las Tablas 7.10 y 7.19. El registro que menos inestabilidad presenta es íleon, mientras que la inestabilidad más alta se obtiene en el punto de registro superficie.

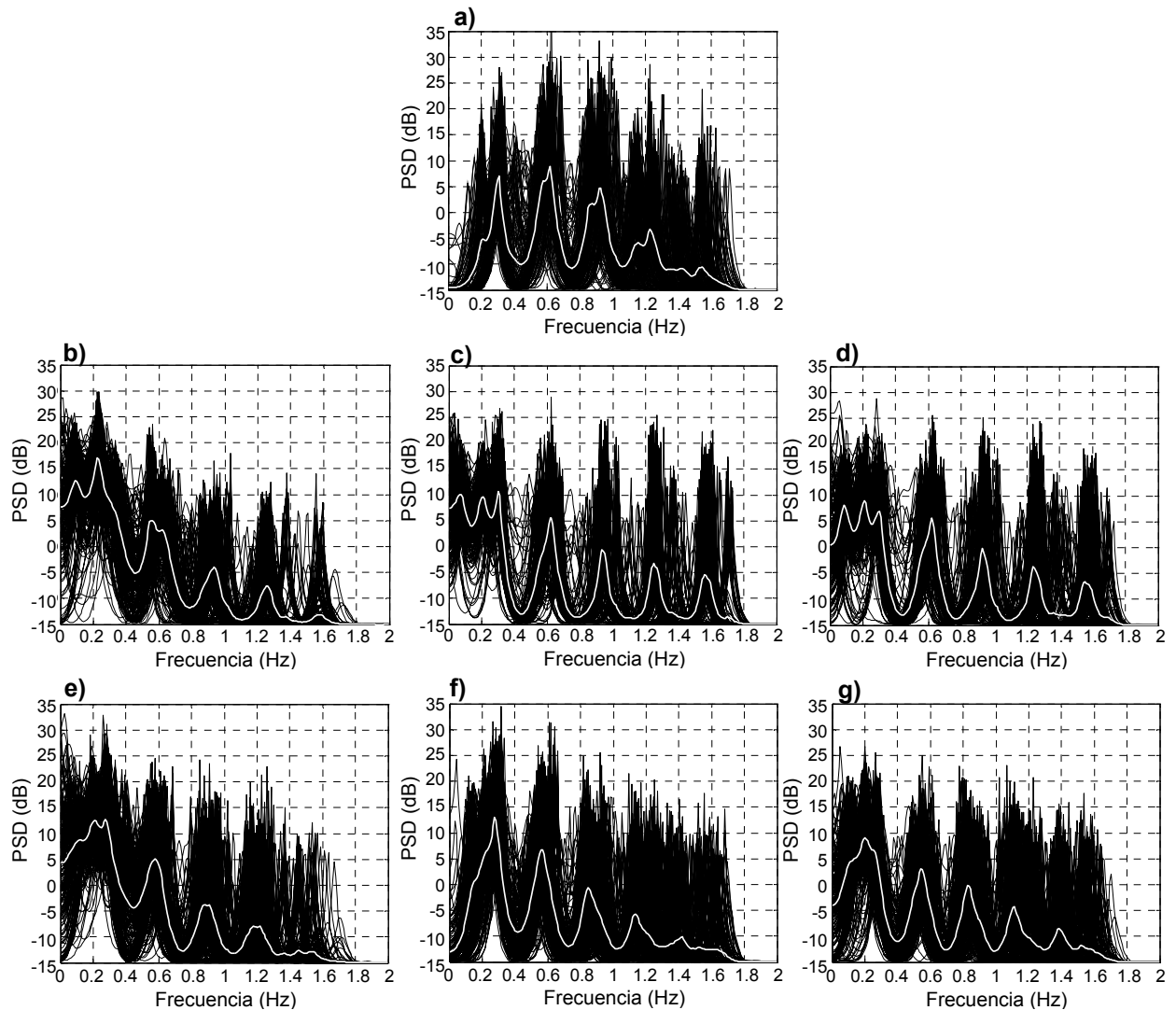
Por otra parte, nuevamente se puede ver que la mayoría de las  $\bar{F}_{OL}$  de los registros del punto de medida de yeyuno 2, no presenta diferencias estadísticamente significativas con las  $\bar{F}_{OL}$  del punto de registro de superficie abdominal. No obstante que existen otros puntos de medición en los que la  $\bar{F}_{OL}$  tampoco presenta diferencias significativas con el registro de superficie.

**Tabla 7-20.** Frecuencia promedio de la onda lenta, Coeficiente de inestabilidad de la onda lenta y frecuencia global de la onda lenta, coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta obtenidos con Prony(29,1) para N= 1537.

Sesiones	SUPERFICIE		DUODENO		TREITZ		YEYUNO 1		YEYUNO 2		YEYUNO 3		ÍLEON		
	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	
<b>S1</b> (N=241)	0.306	6.58	0.270	9.91	0.296	7.28	0.286	8.91	0.288	13.37	0.281	6.26	0.265	6.37	
<b>S2</b> (N=163)	0.297	6.91	0.288	10.15	0.309	4.43	0.305*	6.16	0.293*	5.71	0.287	5.34	0.270	5.59	
<b>S3</b> (N=209)	0.304	5.40	0.309	9.62	0.307	5.33	0.308	5.04	0.301*	4.46	0.288	4.46	0.304*	5.16	
<b>S4</b> (N=95)	0.295	5.17	0.323	3.75	0.312	6.71	0.317	5.29	0.306	6.13	0.304	4.28	0.288	3.60	
<b>S5</b> (N=136)	0.289	6.29	0.308	2.84	0.307	2.84	0.306	2.71	0.290	4.87	0.278	3.53	0.266	3.47	
<b>S6</b> (N=203)	0.284	7.40	0.305	2.86	0.307	2.20	0.304	2.97	0.287	2.96	0.273	3.36	0.263	2.72	
<b>S7</b> (N=110)	0.303	12.40	0.300*	3.91	0.300*	1.45	0.299*	1.76	0.290*	3.62	0.279	3.72	0.264	2.53	
<b>S8</b> (N=128)	0.291	3.52	0.303	4.05	0.299	3.99	0.297	5.72	0.293*	4.19	0.284	3.78	0.272	5.35	
<b>S9</b> (N=102)	0.304	4.78	0.308	2.92	0.308*	4.63	0.305*	4.05	0.305*	2.59	0.291	4.03	0.279	4.82	
<b>S10</b> (N=178)	0.285	10.03	0.307	12.75	0.305	7.32	0.308	5.51	0.284*	4.34	0.274	4.97	0.260	1.37	
<b><math>FG_{OL}</math></b>	<b><math>CI_{G_{FOL}}</math></b>	<b>0.296</b>	<b>6.85</b>	<b>0.302</b>	<b>6.27</b>	<b>0.305</b>	<b>4.62</b>	<b>0.304</b>	<b>4.81</b>	<b>0.294</b>	<b>5.22</b>	<b>0.284</b>	<b>4.37</b>	<b>0.273</b>	<b>4.10</b>

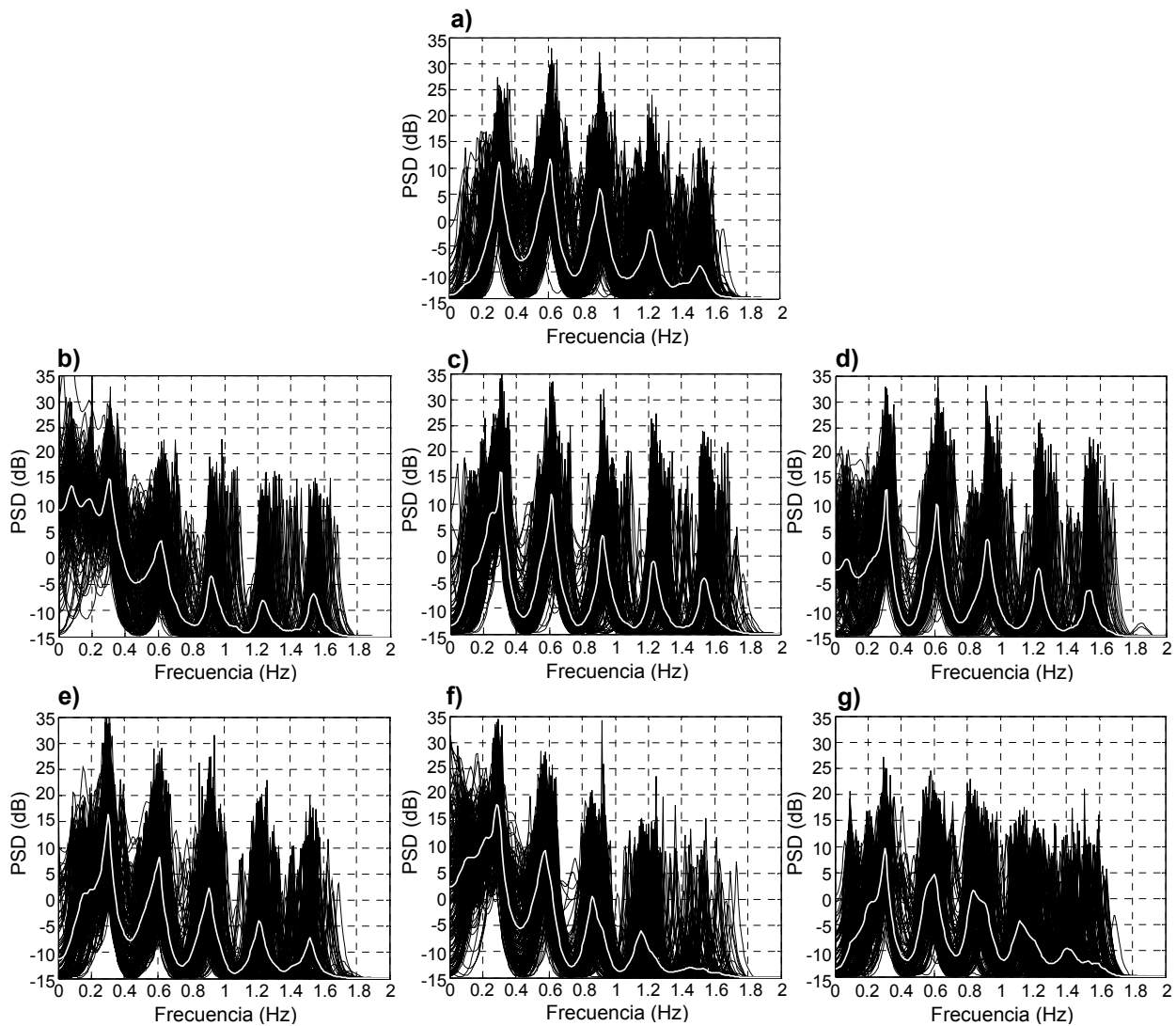
#### 7.4.4 Análisis espectral de la respuesta del modelo MUSIC

En la figura 7-35 se muestran los resultados de las estimaciones espectrales superpuestas de 241 minutos correspondientes a la sesión 1, obtenidas con el método MUSIC (14). Puede observarse que los espectros superpuestos obtenidos, presentan dispersión pero la inestabilidad es mayor que la obtenida con el método AR, pero menor que la lograda con ARMA. También se aprecia mediante la PSD promedio, que la mayoría de los puntos de registros muestran una frecuencia dominante en torno a 0.3 Hz, excepto en la superficie abdominal que está alrededor de 0.6 Hz. Sin embargo, los registros internos de duodeno, Treitz, yeyuno 1 y yeyuno 2, exhiben picos cercanos a 0.1 Hz y 0.2 Hz, identificándose mejor que en las otras técnicas. Estos picos podrían ser causados por señales de origen gástrico.



**Figura 7-35.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 241 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con MUSIC (14) en la sesión 1: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto a al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

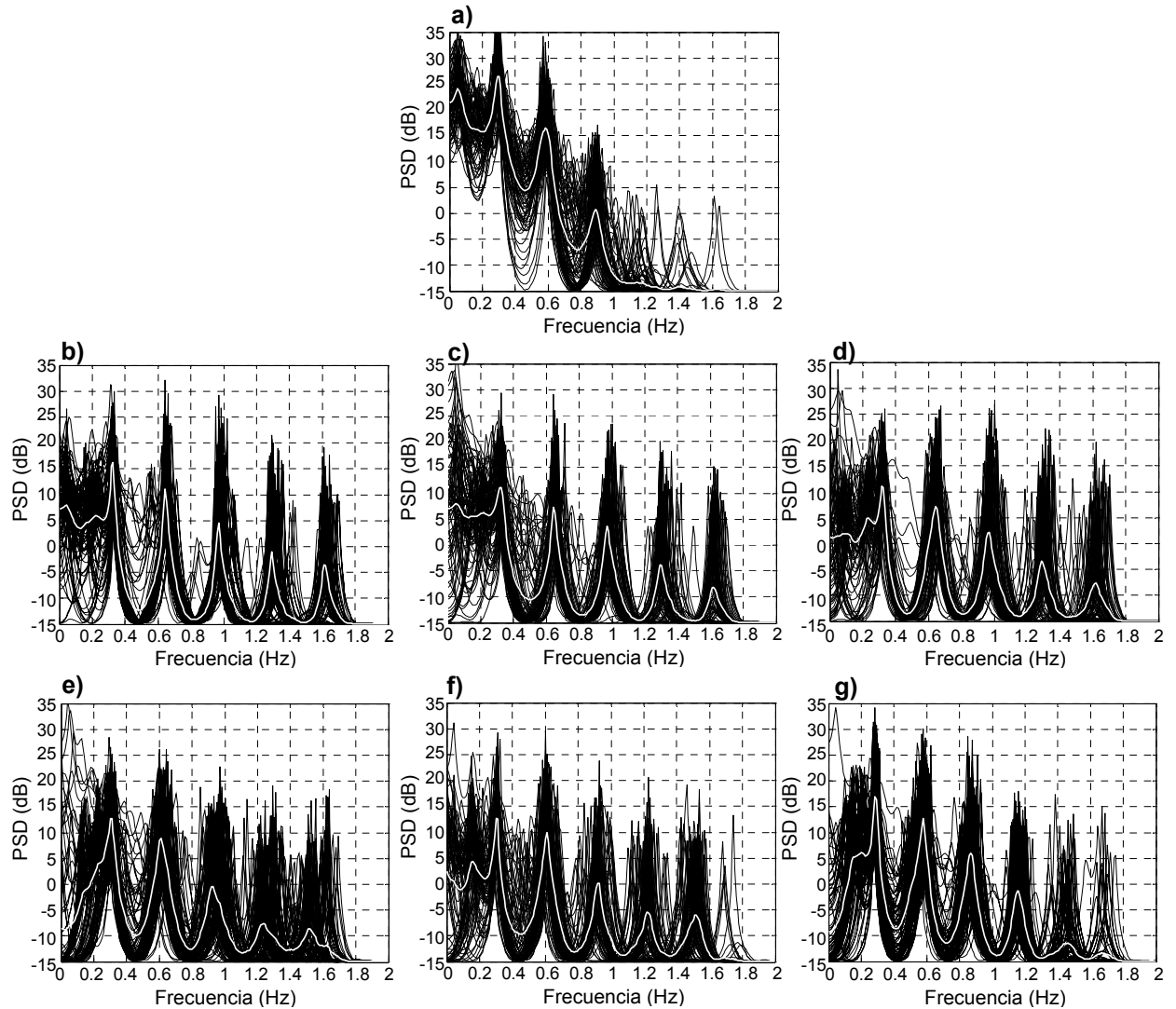
En la figura 7-36 se muestra la PSD superpuestas y la PSD promedio (línea blanca), obtenidas de la evaluación del modelo MUSIC (14) de 209 minutos correspondientes a la sesión 3. Puede observarse, que la PSD promedio en todos los registros internos muestra mayor energía en la componente de frecuencia alrededor de 0.3 Hz, mientras que en superficie abdominal el pico del espectro dominante están en 0.6 Hz. Nuevamente se detectan picos de energía cercanos a 0.1 Hz y 0.2 Hz en el registro de duodeno y yeyuno 1.



**Figura 7-36.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 209 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con MUSIC (14) en la sesión 3: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

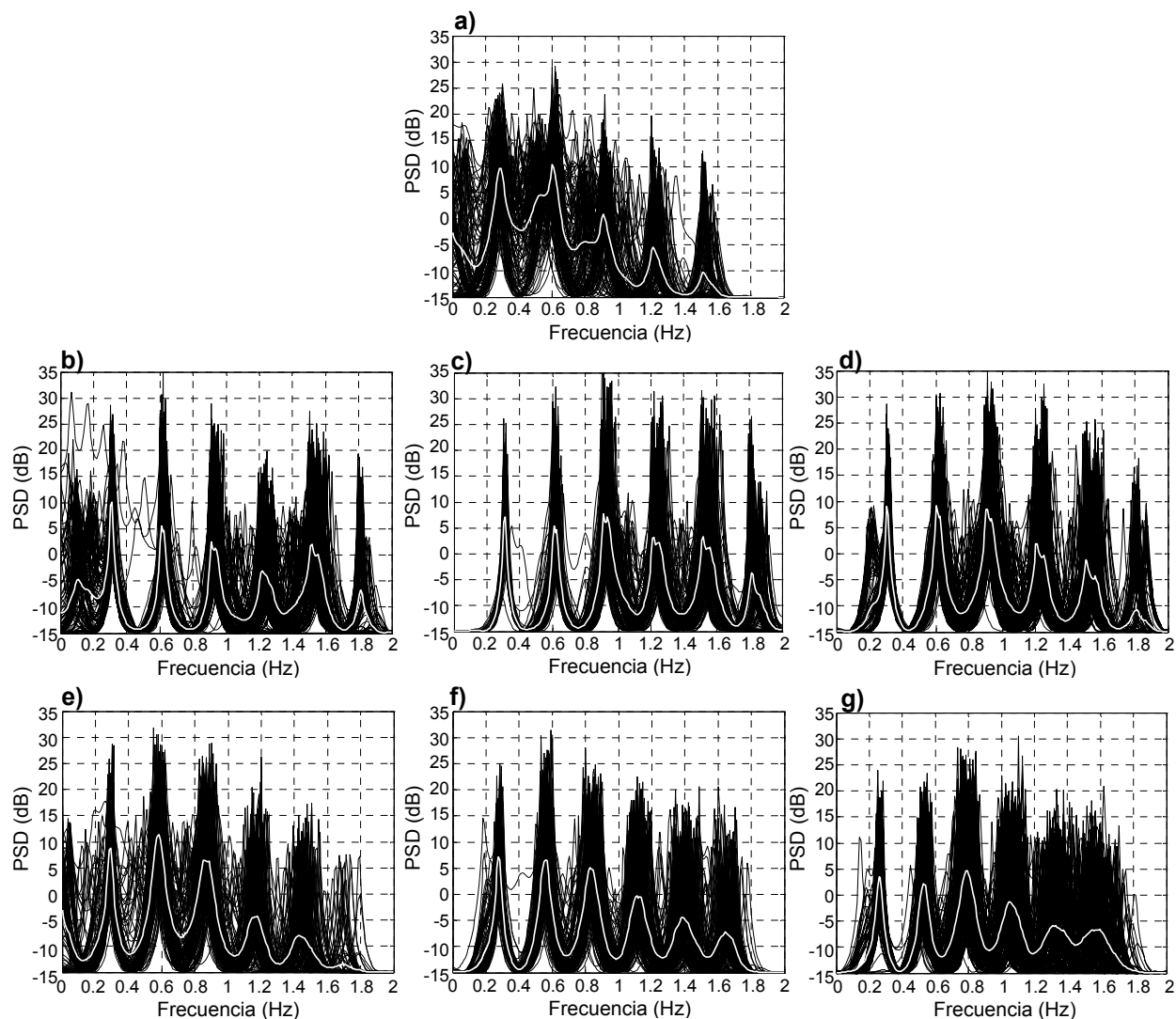


Las PSD estimadas de 95 minutos superpuestos de la sesión 4 obtenidas con MUSIC (14) de la señal del EEnG, se muestran en la figura 7-37. Puede verse en todos los registros que la PSD individual de algunos minutos no sigue el patrón de la PSD promedio (línea blanca). Además se observa que los picos espectrales de la PSD promedio (línea blanca) son dominantes en todas las sesiones de registro y están asociados a la componente de frecuencia en torno a 0.3 Hz. También se puede notar la existencia de picos cercanos a 0.1 Hz y 0.2 Hz.



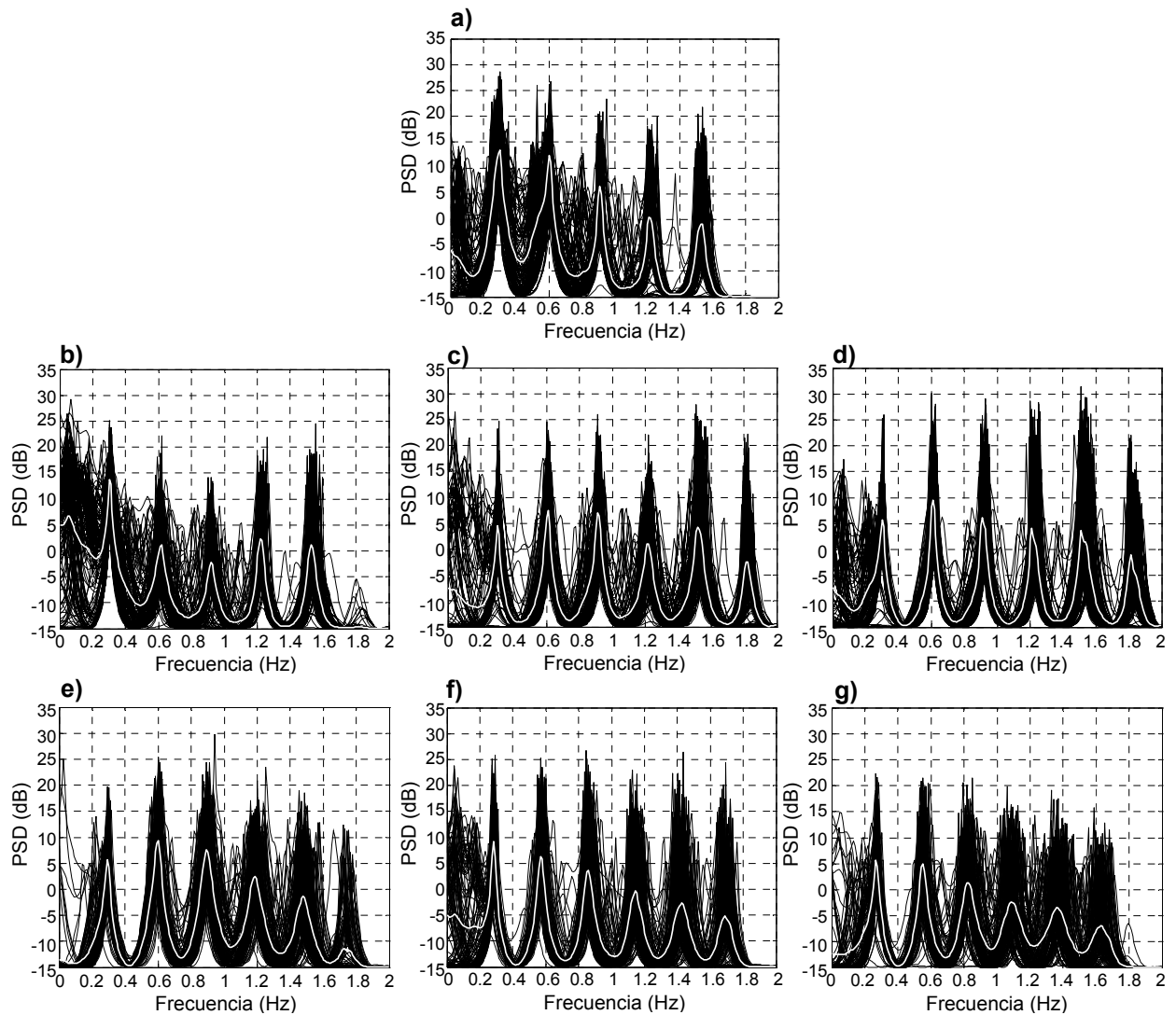
**Figura 7-37.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 95 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con MUSIC (14) en la sesión 4: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-38 se presentan los resultados de la PSD superpuestas de 136 minutos de señal del EEnG de la sesión 5. Se puede observar, que los picos espectrales promedio (línea blanca) dominantes se obtienen en diferentes componentes de frecuencia en 0.3 Hz para los registros de duodeno y yeyuno 3, en 0.6 Hz para los registros de superficie abdominal y yeyuno 2 y 0.9 Hz para los registros de Treitz, yeyuno 1 e íleon. También puede apreciarse un pico del espectro promedio cercano a 0.1 Hz en el registro de duodeno. Asimismo se ven algunas PSD individuales con mayor energía con respecto a la PSD promedio e incluso no siguen el patrón del espectro promedio.



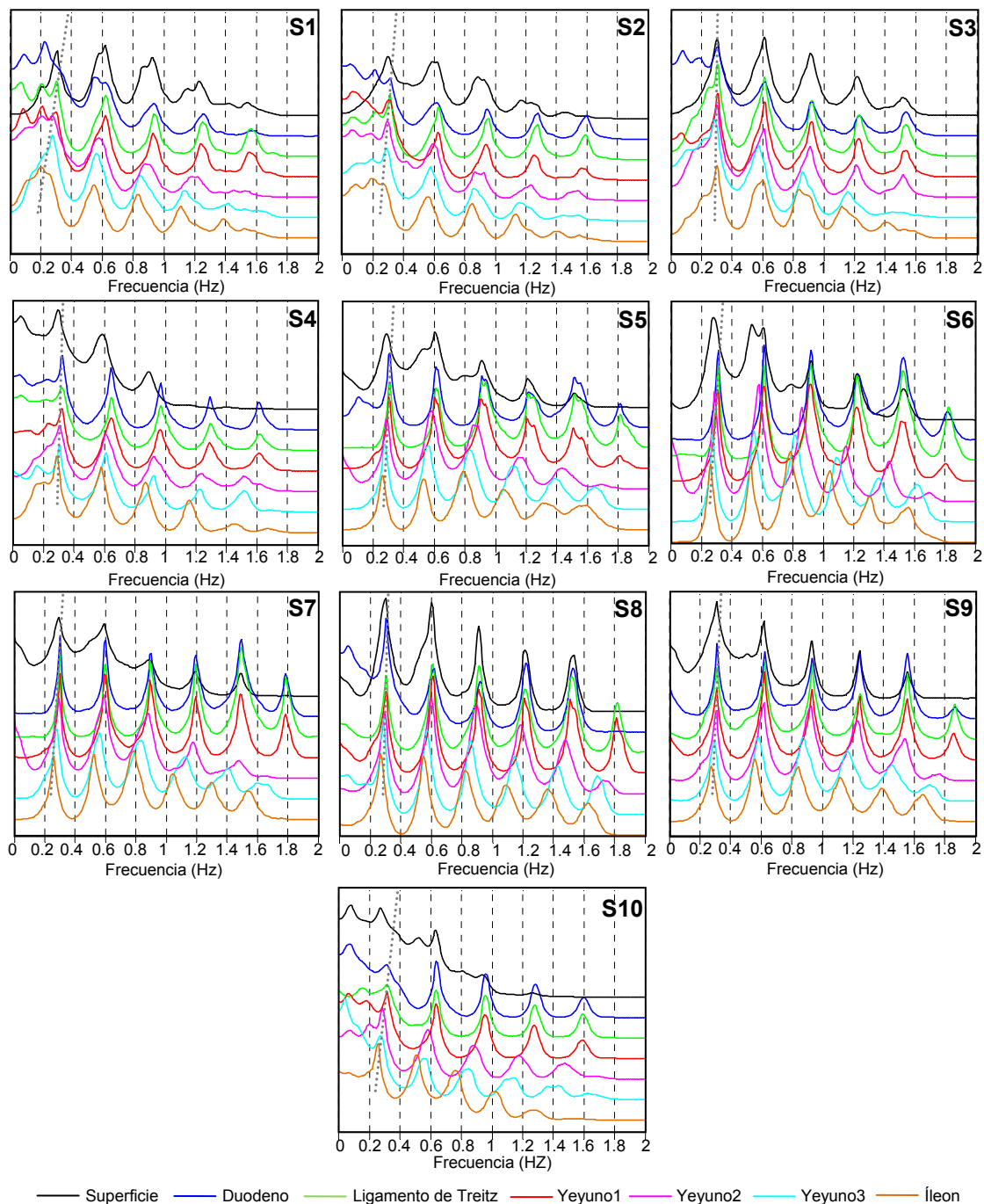
**Figura 7-38.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 136 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con MUSIC (14) en la sesión 5: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-39 muestra las PSD superpuestas resultado de la evaluación de 128 minutos de la señal del EEnG correspondiente a la sesión 8. Y que fueron evaluados con el método MUSIC (14). Además, también se exhibe la PSD promedio (línea blanca) de cada uno de los registros internos y de superficie abdominal. Puede observarse que las PSD individuales están menos dispersas que las sesiones anteriores e incluso los picos espectrales del promedio están mejor resueltos que con los otros métodos. Asimismo, se puede ver que la frecuencia dominante en los registros de superficie abdominal, duodeno, yeyuno 3 e íleon están en torno a 0.3 Hz, mientras que en los registros de Treitz, yeyuno 1 y yeyuno 2 la componente de frecuencia dominante está alrededor de 0.6 Hz.



**Figura 7-39.** Densidad espectral de potencia superpuesta de 128 realizaciones de 1 minuto de registro obtenidas con MUSIC (14) en la sesión 8: **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

En la figura 7-40 se aprecia el resultado de la PSD promedio, obtenido con el método MUSIC (14) en cada uno de los puntos de registro de todas las sesiones. Puede observarse que el espectro promedio está mejor resuelto en la mayoría de los registros de medición evaluados a diferencia de los otros 3 métodos. Además, se exhibe que los picos espectrales se presentan dominantes en torno a la frecuencia de 0.3 Hz y 0.6 Hz, identificándose un pico en torno a la frecuencia del ritmo eléctrico básico. También se puede notar la existencia de un pico espectral cercano a la frecuencia de 0.1 Hz en varios puntos de registros en diferentes sesiones.



**Figura 7-40.** Densidad espectral de potencia promedio de 7 puntos de registro internos y externo de 10 sesiones (N=1537) obtenidas con MUSIC (14).

La Tabla 7-21 recoge los valores de frecuencias promedio ( $\bar{F}_{OL}$ ) y coeficientes de inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta ( $CI_{FOL}$ ) de cada punto de medición, así como los valores global de la frecuencia de la onda lenta ( $FG_{OL}$ ) en todas las sesiones, obtenidas con el modelo MUSIC(14) para los 1537 minutos (ver apartado 6.5). Asimismo con un “\*” se indica que no existe diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) entre el registro de superficie y cada uno de los registros internos. Se muestra que los registros de las sesiones S5 a la S9, presentan un decremento de la  $\bar{F}_{OL}$  más suave desde duodeno hasta íleon. La  $FG_{OL}$  de estas 5 sesiones está entre 0.306 Hz ( $\approx 18$  cpm) y 0.265 Hz ( $\approx 16$  cpm). También se observa que en las sesiones S1 a S4 y S10, los valores de  $\bar{F}_{OL}$  no muestran una disminución gradual debido a que la  $\bar{F}_{OL}$  en el registro de duodeno es menor a los demás puntos de registros, pero tiende a decrecer desde el punto del ligamento de Treitz hasta íleon, estando su  $FG_{OL}$  en estas 5 sesiones entre 0.302 Hz ( $\approx 18$  cpm) y 0.273 Hz ( $\approx 16$  cpm). Las frecuencias de todas las sesiones evaluadas están comprendidas entre la  $\bar{F}_{OL}$  máxima de duodeno S4 0.320 Hz ( $\approx 19$  cpm) y la  $\bar{F}_{OL}$  mínima de íleon S1 0.222 Hz ( $\approx 13$  cpm). Además se puede ver que los valores de la  $FG_{OL}$  de las 10 sesiones, disminuye a partir del ligamento de Treitz a íleon, con un rango en la  $FG_{OL}$  entre 0.298 Hz ( $\approx 18$  cpm) y 0.262 Hz ( $\approx 16$  cpm).

Al mismo tiempo, se aprecia que los valores de los  $CI_{FOL}$  son similares a los obtenidos con AR, ARMA y Prony. El  $CI_{FOL}$  muestra mayor inestabilidad en el registro del ligamento de Treitz, mientras la menor inestabilidad se encuentra en los punto de medición de yeyuno 1 y yeyuno 2.

Por otra parte, puede notarse que la mayoría de las sesiones la  $\bar{F}_{OL}$  en el punto de registro de yeyuno 2, no presenta diferencias significativas en la frecuencia de la onda lenta del registro de superficie. Sin embargo, existen otros puntos de registro en diferentes sesiones, donde la  $\bar{F}_{OL}$  tampoco presenta diferencias significativas.

**Tabla 7-21.** Frecuencia promedio de la onda lenta, Coeficiente de inestabilidad de la onda lenta y frecuencia global de la onda lenta, coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta obtenidos con MUSIC (14) para N= 1537.

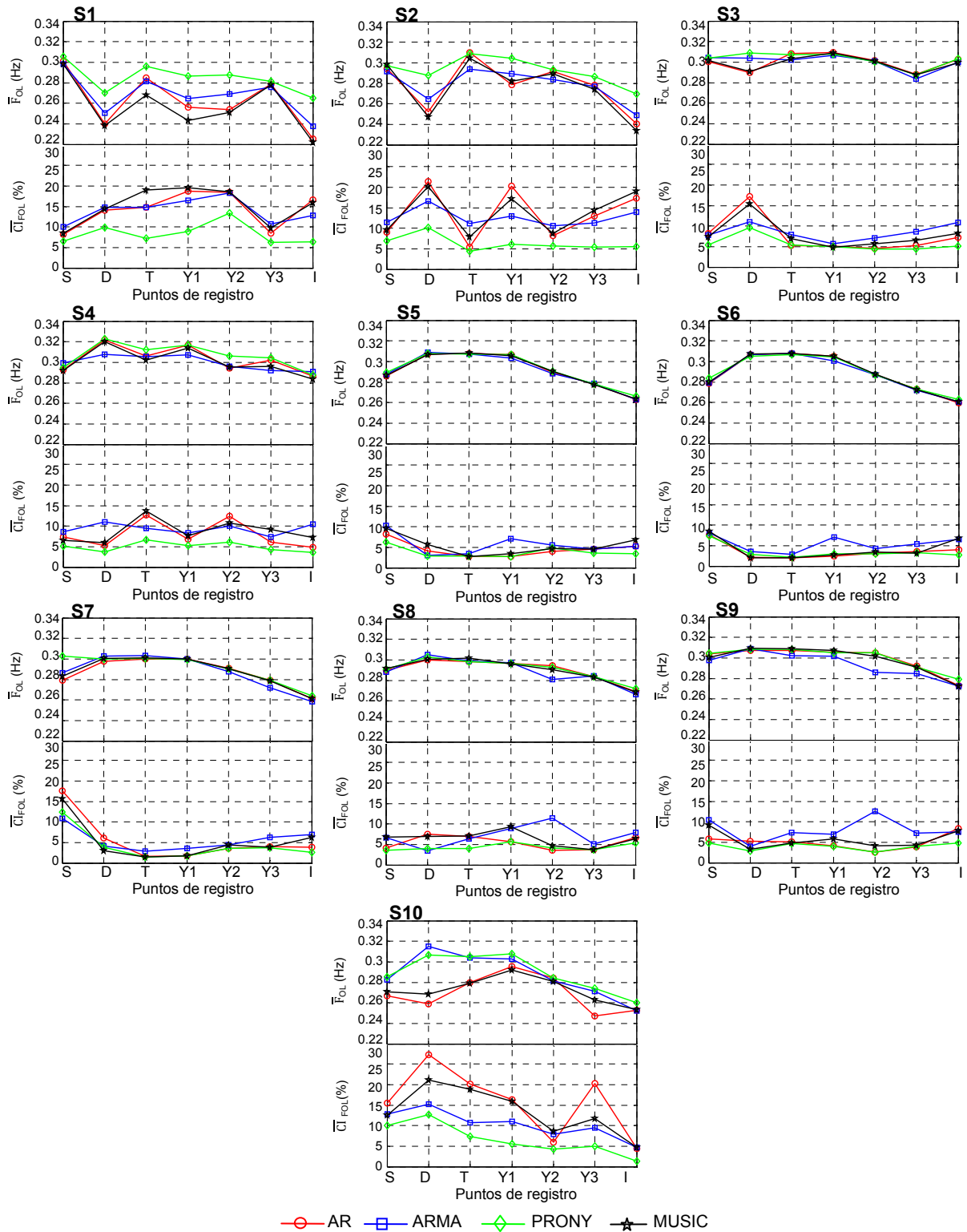
Sesiones	SUPERFICIE		DUODENO		TREITZ		YEYUNO 1		YEYUNO 2		YEYUNO 3		ÍLEON	
	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)	$\bar{F}_{OL}$ (Hz)	$CI_{FOL}$ (%)
S1 (N=241)	0.298	8.55	0.238	14.32	0.268	18.97	0.243	19.56	0.251	18.64	0.278	9.73	0.222	15.87
S2 (N=163)	0.298	9.57	0.247	20.08	0.304	7.93	0.282	17.16	0.289	8.79	0.274	14.38	0.234	18.95
S3 (N=209)	0.302	7.34	0.291	15.42	0.304*	6.97	0.309	4.88	0.301*	5.63	0.287	6.56	0.299*	8.27
S4 (N=95)	0.292	6.56	0.320	5.95	0.302	13.64	0.314	7.67	0.295*	10.75	0.296*	9.23	0.283	7.19
S5 (N=136)	0.286	9.54	0.307	5.68	0.308	2.71	0.306	3.46	0.290*	4.72	0.277	4.60	0.263	6.85
S6 (N=203)	0.279	8.44	0.307	2.09	0.308	1.99	0.305	2.75	0.287*	3.38	0.272	3.22	0.261	6.84
S7 (N=110)	0.283	15.63	0.301	2.95	0.301	1.44	0.300	1.81	0.290*	4.35	0.278*	3.84	0.261	6.19
S8 (N=128)	0.292	6.79	0.300	6.93	0.301	7.14	0.296	9.30	0.290*	4.71	0.283*	3.73	0.268	6.35
S9 (N=102)	0.301	9.19	0.309	3.34	0.309	4.83	0.307	5.76	0.302*	4.10	0.291	4.34	0.272	7.82
S10 (N=178)	0.271	12.50	0.268*	21.13	0.279*	18.90	0.292	15.89	0.281	8.59	0.263	11.68	0.253	4.69
$FG_{OL}$   $CI_{FOL}$	<b>0.290</b>	<b>9.41</b>	<b>0.289</b>	<b>9.79</b>	<b>0.298</b>	<b>8.45</b>	<b>0.295</b>	<b>8.82</b>	<b>0.288</b>	<b>7.37</b>	<b>0.280</b>	<b>7.13</b>	<b>0.262</b>	<b>8.90</b>

### 7.4.5 Comparativa entre los modelos de estimación espectral

Las sesiones del EEnG analizadas con los órdenes elegidos para cada uno de los modelos (apartado 7.3.5), mostraron que en la mayoría de las sesiones un pico de la PSD promedio de las respuestas espectrales superpuestas, está asociado a la frecuencia en torno a 0.3 Hz. Así, los resultados de la PSD superpuestas obtenidas de la evaluación de los métodos AR, ARMA y Prony (apartado 7.4.1 a 7.4.4), revelaron que la frecuencia del marcapasos intestinal, está en torno a 18 cpm. No obstante en algunas sesiones de registro, un pico espectral de la PSD promedio cercano al primer armónico (0.6 Hz), mostró una mayor amplitud que el obtenido en la frecuencia fundamental. La frecuencia de este primer armónico podría usarse también para determinar la frecuencia de la onda lenta y posibles comportamientos que se presenten a lo largo del registro del EEnG.

Asimismo, las frecuencias asociadas a la PSD promedio obtenida de los espectros individuales superpuestos de cada sesión con los cuatro métodos, exhiben un decremento de frecuencia de la onda lenta aboralmente desde duodeno a íleon en un rango aproximado de 18 cpm a 16 cpm. Los coeficientes de inestabilidad resultado de la variación que presentan los picos espectrales a lo largo del registro analizado, proporcionan valores similares en los métodos evaluados. Sin embargo, con la técnica Prony se obtienen coeficientes de inestabilidad más pequeños que los proporcionados con los otros tres métodos. Por otro lado, los diferentes métodos, y especialmente el MUSIC refleja que en un gran número de sesiones no existen estadísticamente diferencias significativas entre el registro de superficie abdominal y el registro interno de yeyuno 2, lo que podría significar que es el registro que se está haciendo presente en la superficie abdominal.

La figura 7-41 muestra las respuestas de la frecuencia promedio ( $\bar{F}_{OL}$ ) del marcapaso intestinal y el coeficiente de inestabilidad promedio de la frecuencia de la onda lenta ( $\bar{CI}_{FOL}$ ), obtenidas de la evaluación de los cuatro estimadores espectrales empleados para cada una de las sesiones. Puede observarse que las sesiones S1, S2, S4 y S10, presentan variaciones en la  $\bar{F}_{OL}$  bruscas entre los puntos de medición de los registros. Además, los valores de la  $\bar{F}_{OL}$  en el punto de medición de duodeno son mucho menores a los del registro del ligamento Treitz, e incluso en algunas sesiones son menores a los de yeyuno. De igual forma se manifiesta la respuesta del  $\bar{CI}_{FOL}$  al mostrar mayor inestabilidad en donde la  $\bar{F}_{OL}$  presenta variaciones bruscas con respecto a los puntos de registros establecidos. Sin embargo, se puede notar que en las sesiones S3, S5 a la S9, la respuesta de las cuatro técnicas exhibe variaciones en la  $\bar{F}_{OL}$  similares en cada punto de medición. También se observa como disminuye la  $\bar{F}_{OL}$  desde duodeno hasta íleon. Incluso puede apreciarse que los valores de frecuencia en el registro de superficie son similares a los del registro de yeyuno 2. Asimismo, el  $\bar{CI}_{FOL}$  en estas sesiones presenta una menor inestabilidad, manteniéndose más constante que en las sesiones S1, S2 y S10.

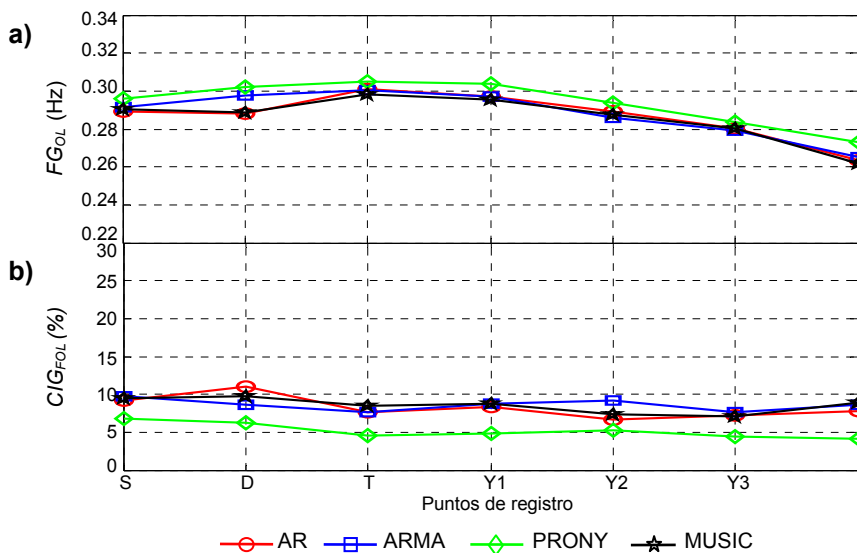


**Figura 7-41.** Variación de la frecuencia de la onda lenta promedio ( $\bar{F}_{OL}$ ) y coeficiente de inestabilidad ( $\bar{CI}_{FOL}$ ), obtenidos con los modelos AR, ARMA, PRONY y MUSIC en cada punto de medición para cada sesión de registro. S: Superficie, D: Duodeno, T: Treitz, Y1, Y2, Y3: Yeyuno a 45 cm, 90 cm, 135 cm con respecto al ángulo de Treitz, I: Íleon.

En la figura 7-42a puede observarse el comportamiento de las frecuencias globales de la onda lenta ( $FG_{OL}$ ) del EEnG en cada punto de registro. Las respuestas fueron obtenidas con los cuatro estimadores espectrales de las 10 sesiones de registro (Tabla 7-22). Se aprecia que en cada punto de registro los valores de frecuencia obtenida por los métodos de estimación son muy similares. Además, se muestra como la frecuencia va disminuyendo desde el ligamento de Treitz (T) hasta íleon (I). Los valores de frecuencia global determinados con las cuatro técnicas en los registros de duodeno (D) y yeyuno2 (Y2), se aproximan a la frecuencia obtenida en el punto de medición de superficie abdominal (S). También se aprecia que en yeyuno 3, los valores de frecuencia obtenidos por las cuatro técnicas muestran mayor similitud que en los otros puntos de registro.

Por otra parte, en la figura 7-42b puede verse el coeficiente de inestabilidad global ( $CIG_{FOL}$ ), se observa que la técnica Prony presenta menor inestabilidad, mientras los otros tres métodos muestran una inestabilidad similar. De los 7 puntos de registro evaluados con el método AR, yeyuno 2 es el que presenta menor inestabilidad; mientras que con ARMA y MUSIC se logra en yeyuno 3 y con Prony se obtiene en íleon. Sin embargo la evaluación estadística de muestras pareadas entre los valores de frecuencia del registro de superficie con cada uno de los puntos de medición internos en los cuatro métodos, reveló en la mayoría de las sesiones, que el registro en yeyuno 2 no presenta diferencias estadísticamente significativas con el registro de superficie. Presentándose más esta condición en los resultados obtenidos con la técnica MUSIC (Tabla 7-21).

En Tabla 7-22 se recogen los valores de frecuencia global de la onda lenta (Figura 7-42a) y el porcentaje de los coeficientes inestabilidad de la frecuencia de la onda lenta (Figura 7-42b), resultado obtenido de la evaluación de las técnicas AR, ARMA, Prony y MUSIC.



**Figura 7-42.** Comportamiento de la frecuencia del marcapasos intestinal en los 7 puntos de registro obtenidos con la evaluación de los cuatro estimadores, **a)** Variación de frecuencia global de la onda lenta ( $FG_{OL}$ ), **b)** coeficiente de inestabilidad global ( $CIG_{FOL}$ ). S: Superficie, D: Duodeno, T: Treitz, Y1, Y2, Y3: Yeyuno a 45 cm, 90 cm, 135 cm con respecto al ángulo de Treitz, I: Íleon.



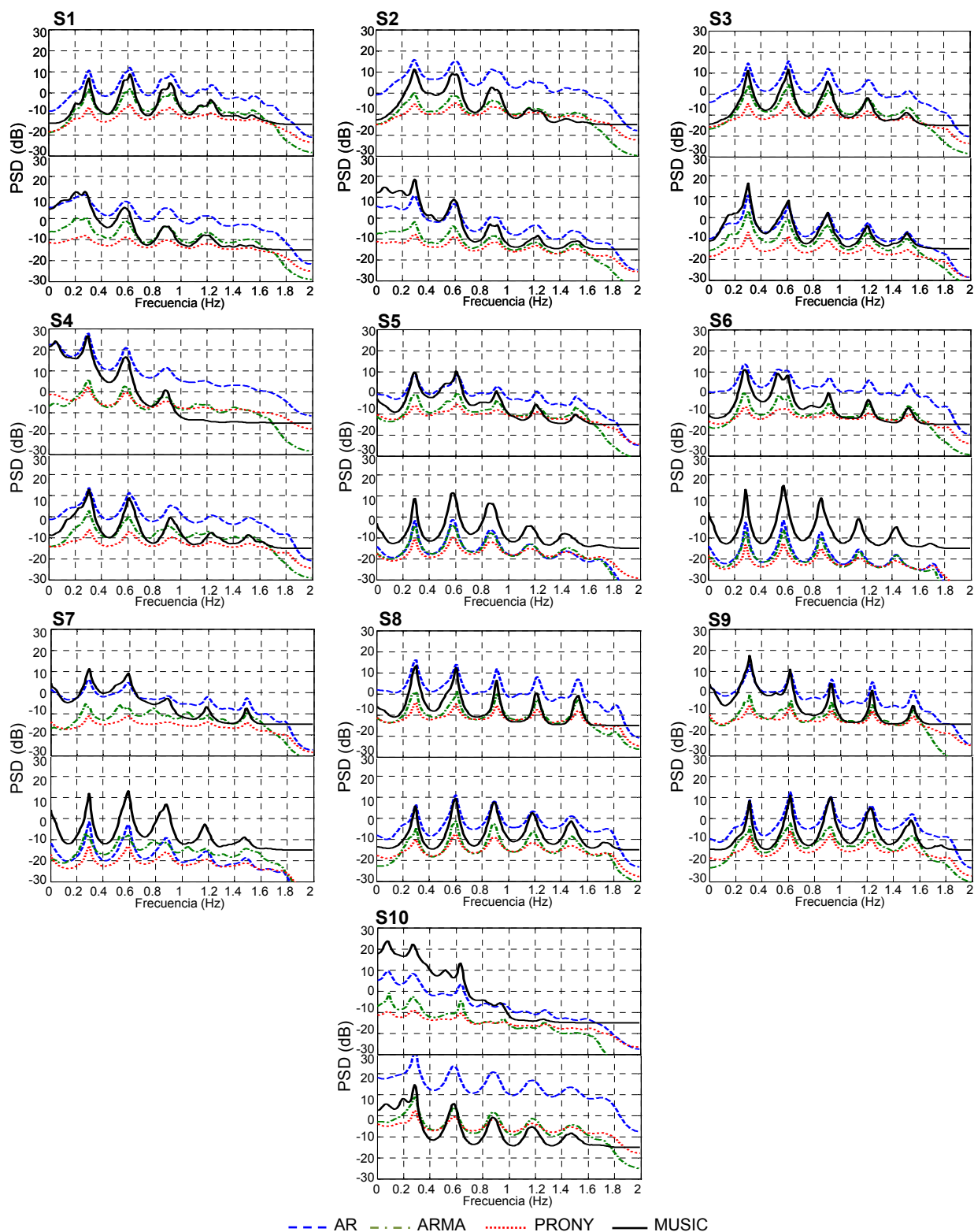
**Tabla 7-22.** Frecuencia y desviación estándar global de la onda lenta ( $FG_{OL}$ ) y coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta ( $CIG_{FOL}$ ) obtenida de 10 sesiones en 7 puntos de registros con las técnicas AR, ARMA, Prony y MUSIC.

Puntos de registros	AR (27)		ARMA (25,8)		Prony(29,1)		MUSIC (14)	
	$FG_{OL} \pm \sigma$ (Hz)	$CIG_{FOL}$ (%)	$FG_{OL} \pm \sigma$ (Hz)	$CIG_{FOL}$ (%)	$FG_{OL} \pm \sigma$ (Hz)	$CIG_{FOL}$ (%)	$FG_{OL} \pm \sigma$ (Hz)	$CIG_{FOL}$ (%)
Superficie	0.289±0.012	9.15	0.292±0.008	9.7	0.296±0.008	6.85	0.290±0.010	9.41
Duodeno	0.288±0.028	11.02	0.297±0.022	8.69	0.302±0.014	6.27	0.289±0.028	9.79
Treitz	0.301±0.011	7.67	0.301±0.008	7.71	0.305±0.005	4.62	0.298±0.014	8.45
Yeyuno1	0.297±0.018	8.38	0.297±0.013	8.81	0.304±0.008	4.81	0.295±0.021	8.82
Yeyuno2	0.289±0.014	<b>6.63</b>	0.286±0.009	9.2	0.294±0.008	5.22	0.288±0.014	7.37
Yeyuno3	0.280±0.014	7.29	0.279±0.007	<b>7.61</b>	0.284±0.009	4.37	0.280±0.010	<b>7.13</b>
Íleon	0.263±0.022	7.84	0.265±0.019	8.67	0.273±0.014	<b>4.10</b>	0.262±0.022	8.90

A continuación se muestran las PSD promedio obtenida en los puntos de registro de superficie abdominal y yeyuno 2; puesto que son los dos registros que no presentan estadísticamente diferencias significativa ( $p < 0.05$ ) en la mayoría de las sesiones. La figura 7-43 exhibe el resultado de las densidades espectrales promedio de los cuatro estimadores espectrales, evaluados en el registro de superficie abdominal (traza superior) y yeyuno 2 (traza inferior) en todas las 10 sesiones. Puede observarse, que los cuatro métodos obtienen en todas las sesiones de registro un pico espectral bien definido asociado a la frecuencia de la onda lenta en torno a 0.3 Hz (18 cpm) y que correspondería a la frecuencia de repetición de la onda lenta intestinal. Sin embargo, el pico de la PSD promedio de mayor energía, se hace presente tanto en la frecuencia fundamental como en el primer armónico. Además en la mayoría de las sesiones, los métodos AR y MUSIC presentan espectros con mayor energía, pero la técnica MUSIC proporciona picos espectrales mejor definidos que los otros tres métodos. Prueba de ello, son las sesiones S1, S2 y S6, donde el método Prony no logra resolver los picos adecuadamente en la superficie abdominal (traza superior) ocultándolo en el suavizado del espectro.

Por otra parte la sesión S2, presenta picos cercanos a 0.1 Hz en el registro interno y la sesión S4 lo muestra en el registro de superficie; mientras que la sesión S10 los exhibe tanto en superficie abdominal como internamente.

De acuerdo a lo observado en este apartado, las cuatro técnicas pueden utilizarse para encontrar la frecuencia de la onda lenta, ya que presentan resultados similares en las condiciones de evaluación analizadas para los registros de señales del EEnG. Sin embargo, se prefieren las técnicas AR y MUSIC por ser menos complejas y solo requieren del uso de un orden para estimar la PSD y menos proceso de cómputo. Además en sus evaluaciones respectivas el método MUSIC muestra que no existe diferencia estadísticamente significativa en más sesiones en el registro de yeyuno 2 y AR mantiene de manera más constante las respuestas de las densidades espectrales; mientras que los métodos ARMA y PRONY requieren de dos órdenes que complican el ajuste del modelo de acuerdo al segmento de datos que se está analizando. A pesar de que el método de Prony es el que proporciona un menor coeficiente de inestabilidad de las cuatro técnicas de estimación espectral, y en sus respuestas espectrales se observa que presenta más variación en la energía del espectro. Así, para el desarrollo de los siguientes apartados solo se emplearán las técnicas paramétrica AR(27) y MUSIC(14).



**Figura 7-43.** Densidad espectral de potencia promedio, resultado de la evaluación de los métodos AR, ARMA, Prony y MUSIC sobre la señal del EEnG del registro de superficie (traza superior) y yeyuno 2 (traza inferior) a 90 cm con respecto al ligamento de Treitz de las 10 sesiones de registros.

## 7.5 Patrones de variación de la frecuencia de la onda lenta

El análisis espectral mostrado en el apartado 7.4, reveló la presencia de picos dominantes en torno a la frecuencia de la onda lenta en todas las sesiones, así como sus armónicas superiores; pero no se puede apreciar la evolución de la densidad espectral de potencia (PSD) de cada uno de los minutos del EEnG a lo largo del tiempo, para analizar la evolución de los picos espectrales asociados a la frecuencia de la onda lenta intestinal. Por lo tanto, en este apartado, mediante el uso de gráficas pseudo-tridimensionales, se muestra el comportamiento que presentan los picos espectrales en cada uno de los minutos analizados a lo largo del tiempo del registro y a su vez, se muestra la evolución de la frecuencia de la onda lenta que están asociados a los picos de la PSD, resultado de la evaluación de las técnicas AR (27) y MUSIC(14).

Además, la progresión de la PSD revela la existencia de patrones en la frecuencia de repetición de la onda lenta, mostrándose la evaluación entre la relación de la evolución temporal de la variación de frecuencia de la onda lenta ( $V_{FOL}$ ) con el grado de actividad contráctil intestinal. Como existen sesiones que presentan una respuesta similar, solo se presentan aquellas sesiones que exhiben diferencias relevantes en la evolución de la onda lenta.

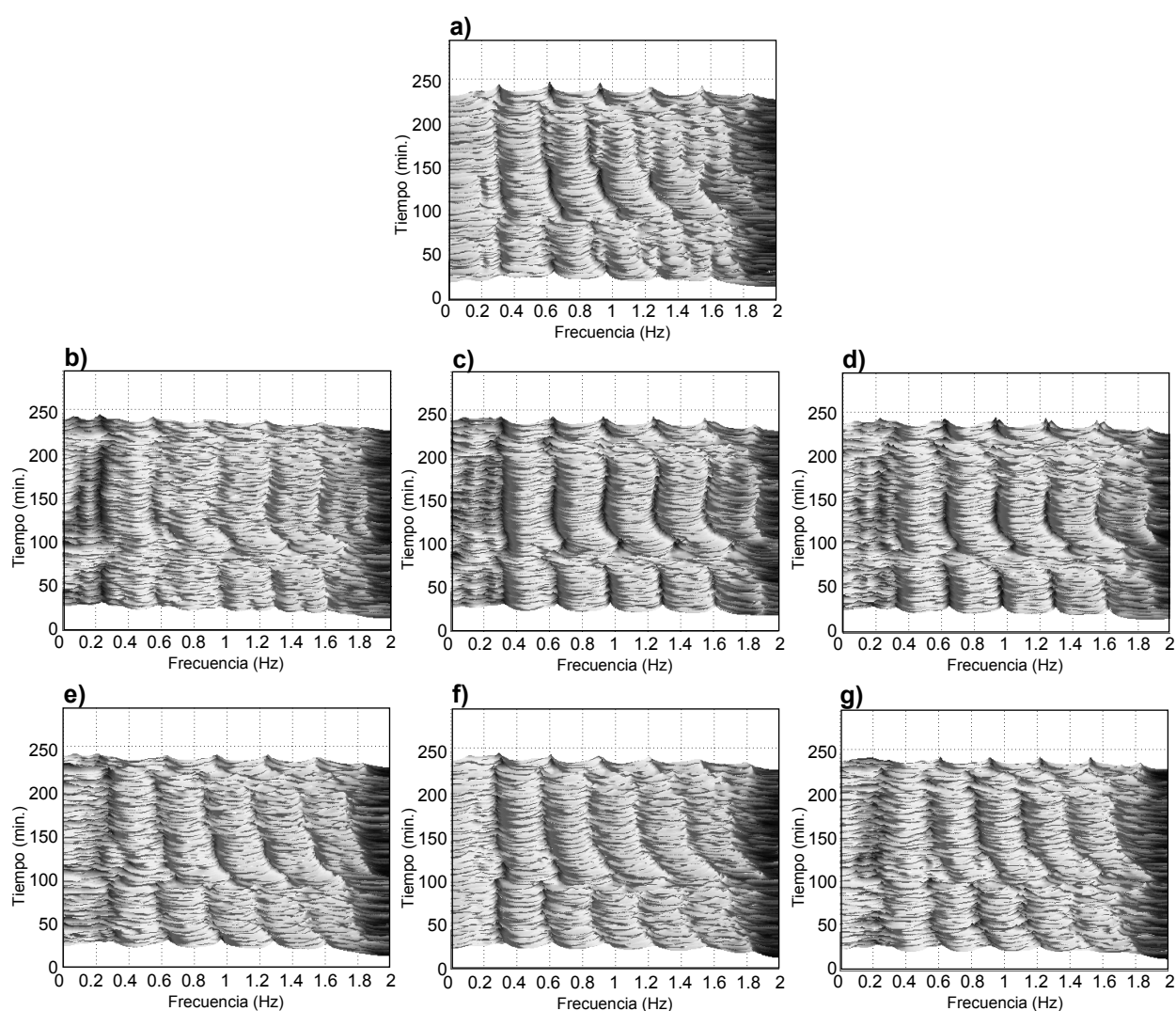
### 7.5.1 Evolución temporal de la frecuencia de la onda lenta

En este apartado de la figura 7-45 a 7-54, se muestra la densidad espectral de potencia en gráficas pseudo-tridimensionales obtenidas con los métodos AR(27) y MUSIC(14) en los puntos de medición de superficie abdominal, duodeno, ligamento de Treitz, yeyuno (a 45 cm, 90 cm y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz) e íleon. En ellas pueden ahora observarse, las variaciones que exhiben los picos de los espectros asociados a las componentes de frecuencia fundamental y sus armónicos a lo largo del tiempo de la ventana de análisis. Solo se presentan 5 sesiones para ambas técnicas de un total de 10. Donde unas exhiben la evolución temporal de los espectros de potencia, cuando se presentan variaciones en la componente de frecuencia asociada a los picos de la PSD en torno a la frecuencia fundamental y sus armónicas de la onda lenta, y otras cuando no existen variaciones de las componentes de frecuencias asociadas a dichos picos de la PSD a lo largo del tiempo. Cabe mencionar que la gráfica pseudo-tridimensional, presenta una perspectiva inclinada para visualizar la evolución a lo largo del tiempo, lo que hace el efecto que la figura esté desplazada del eje de frecuencia.

- **Evolución de la frecuencia de la onda lenta obtenida con AR(27)**

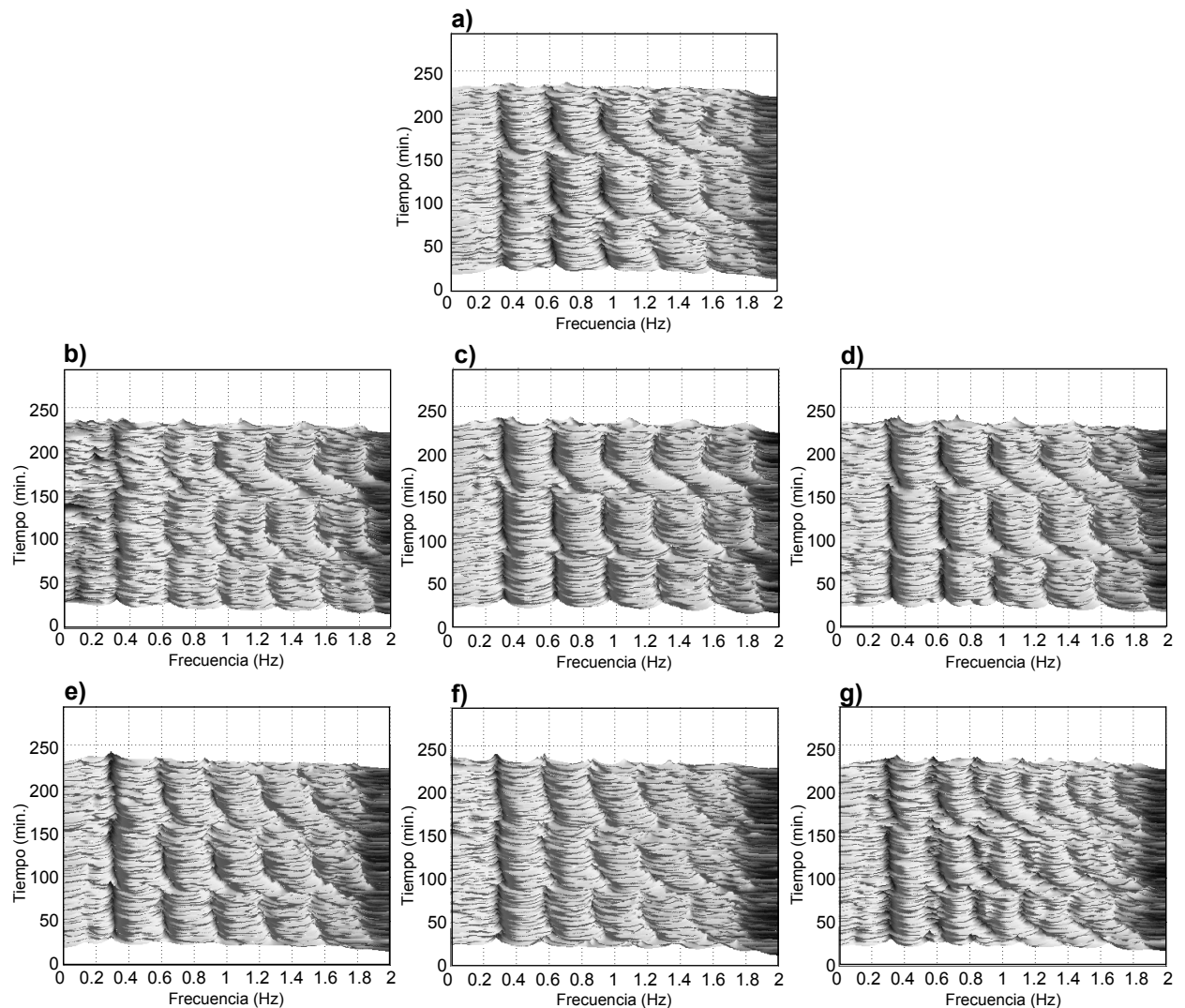
En la figura 7-44 se muestran las gráficas pseudo-tridimensionales de cada uno de los puntos de registros de medición, mostrando la evolución temporal de la PSD, obtenidas de 241 minutos (sesión 1) de la señal del EEnG con el modelo AR(27).

Puede observarse que en el rango de interés entre 0.2 Hz a 0.4 Hz, existe una evolución temporal de picos de potencia dominantes en torno a 0.3 Hz, donde normalmente se hace presente la actividad del marcapasos intestinal. Patrones de evolución similares de los picos dominantes están presentes en todos los puntos de registro de la señal del EEnG. Además, puede apreciarse que las armónicas de la frecuencia fundamental alrededor de 0.3 Hz presentan el mismo comportamiento. Sin embargo, una variación en la evolución de los picos espectrales asociados a la frecuencia de repetición de la onda lenta, se exhibe en los alrededores del minuto 100 en todos los puntos de medición. También puede notarse la existencia de algunos picos en torno a 0.2 Hz.



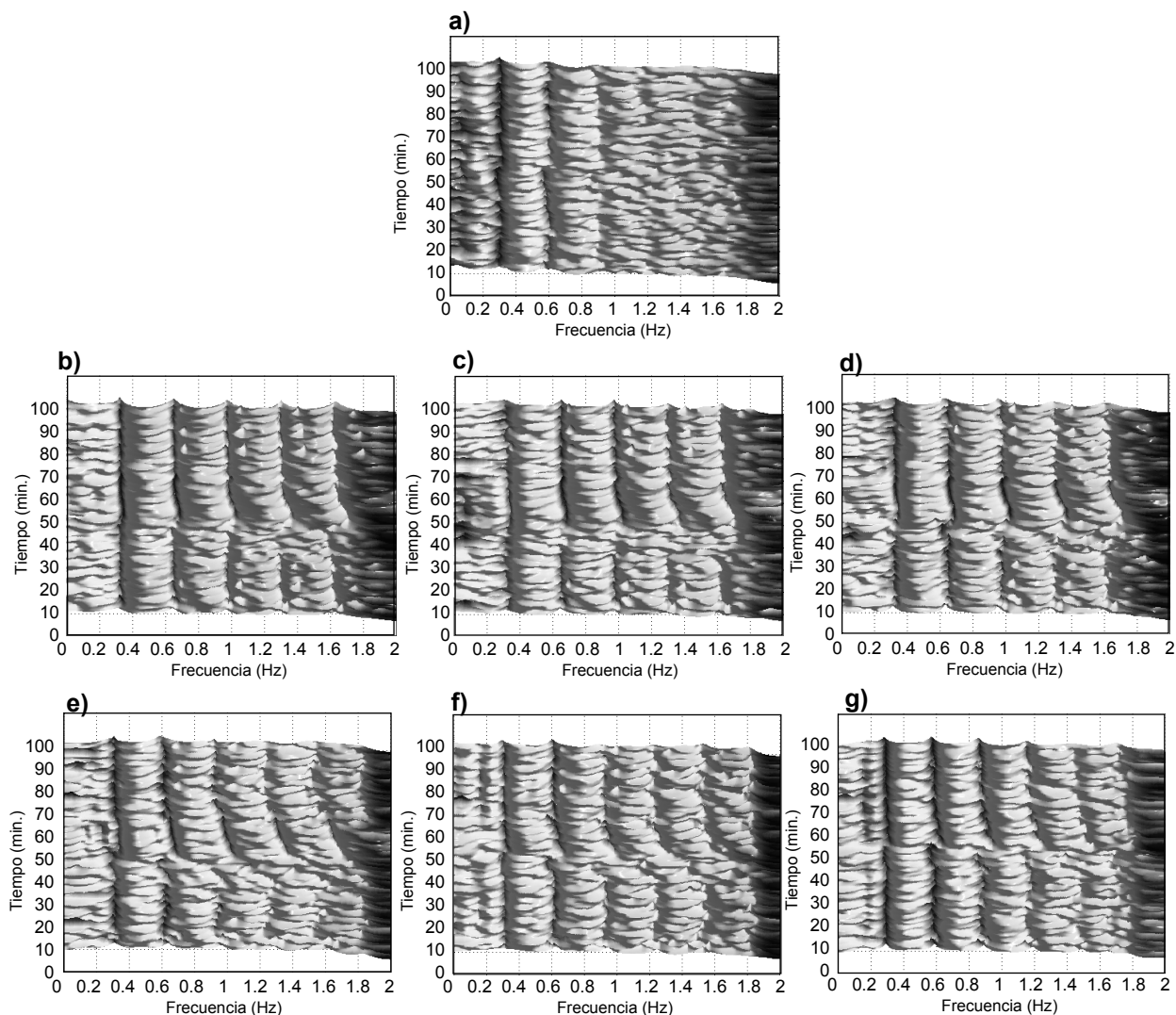
**Figura 7-44.** Análisis espectral AR(27). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 241 minutos (sesión 1) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

En la figura 7-45 se muestra el resultado de la evaluación del modelo AR (27) en la sesión 3. Puede notarse que en todos los puntos de registros se presentan entre 4 y 5 armónicas, siguiendo el mismo patrón de evolución que la frecuencia fundamental en torno a 0.3 Hz. Además, se exhibe la existencia de dos periodos de variación en la frecuencia de repetición de la onda lenta, presentándose el inicio en los minutos 75 y 180 en todos los puntos de medición. Así mismo, la variación de frecuencia es mostrada también por las armónicas en todos los registros del EENG.



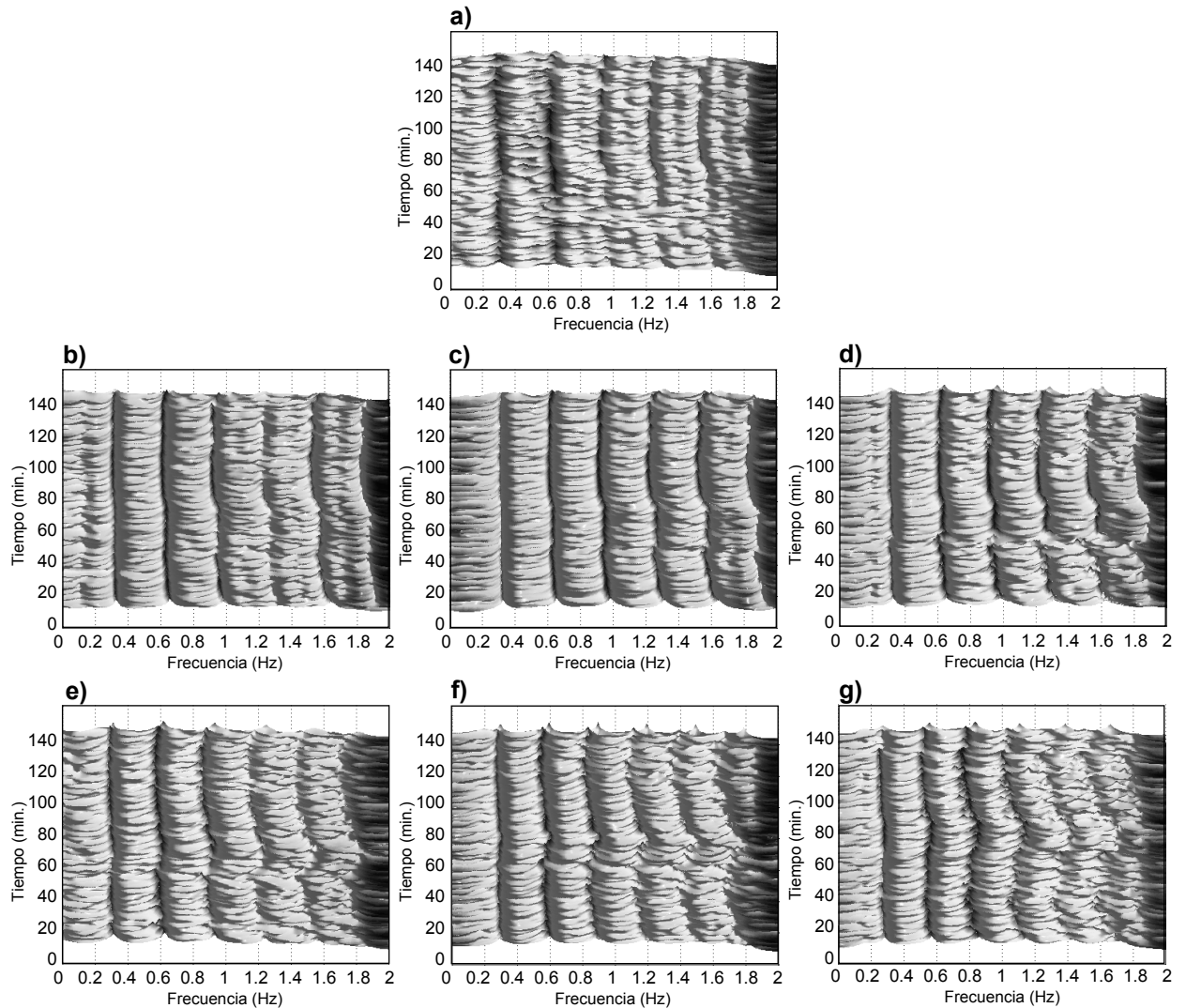
**Figura 7-45.** Análisis espectral AR(27). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 209 minutos (sesión 3) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

En la figura 7-46 puede apreciarse la respuesta obtenida para la sesión 4 usando el modelo AR (27). Puede observarse que los picos de las densidades espectrales de potencia, mantiene una evolución continua casi constante en las componentes de frecuencia. Los picos asociados a la frecuencia de repetición de la onda lenta no presentan un variación en torno a 0.3 Hz. Sin embargo, los armónicos superiores en los puntos de registro interno muestran cambios que son apenas observables en la componente fundamental. También puede notarse una evolución de picos espectrales cercanos a 0.18 Hz ( $\approx 10$  cpm) en todos los registros de yeyuno 3 e íleon.



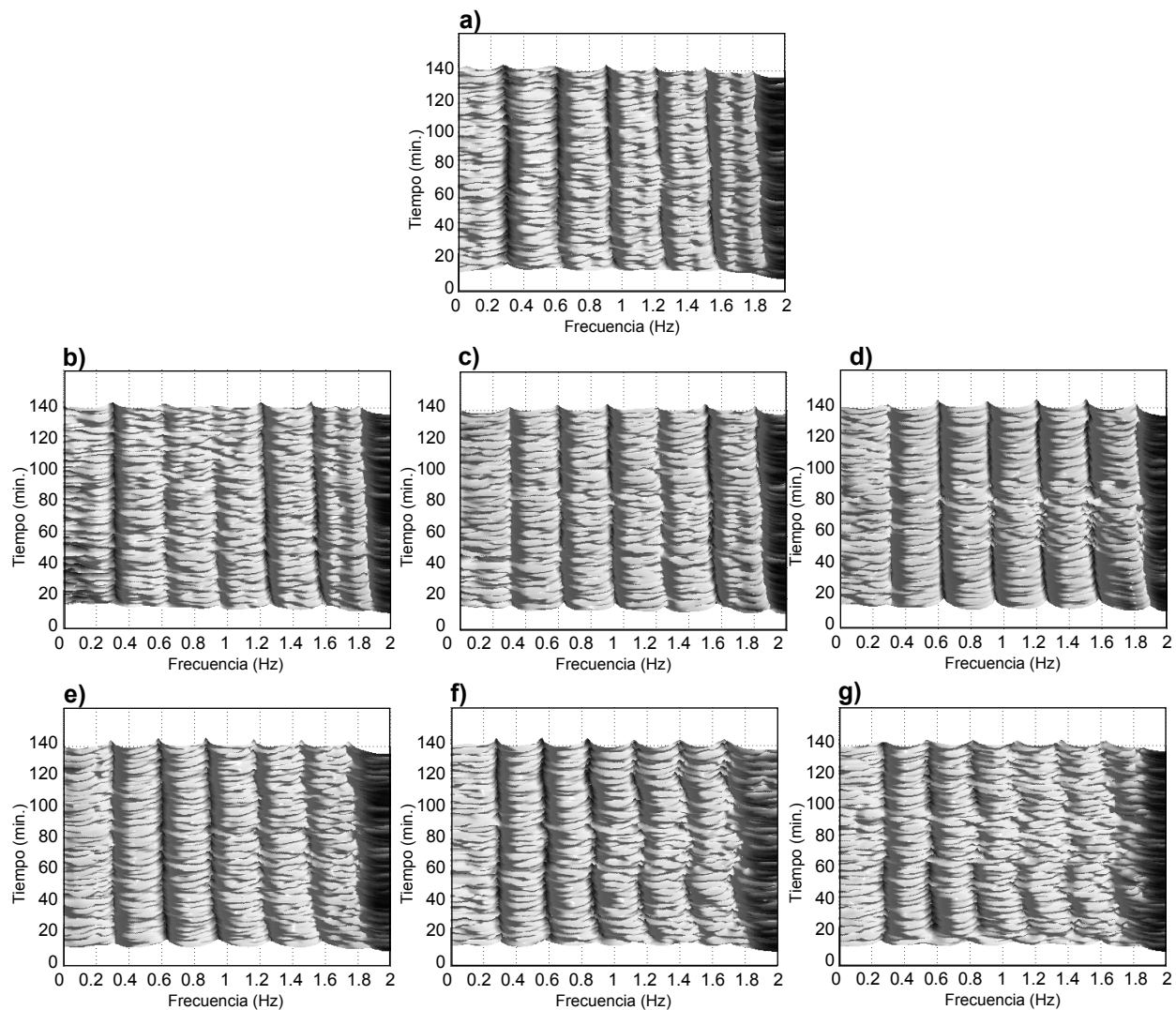
**Figura 7-46.** Análisis espectral AR (27). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 95 minutos (sesión 4) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-47 muestra la evolución de los picos de las componentes de frecuencia de la onda lenta, obtenidos con la técnica AR (27). Puede observarse, que la frecuencia de la onda lenta se mantiene prácticamente constante alrededor de 0.3 Hz a lo largo de todo el registro del EEnG en todos los puntos de medición. También se notan 5 armónicos en los registros internos; mientras que en el registro de superficie, solo se aprecian 4 armónicos. Además se puede visualizar que en todos los registros evaluados, existe variación en torno a las componentes de frecuencia de los armónicos superiores. Por otra parte, en el registro de duodeno se exhibe una evolución de picos espectrales cercano a 0.1 Hz.



**Figura 7-47.** Análisis espectral AR(27). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 136 minutos (sesión 5) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

En la figura 7-48 se presenta el resultado de la evaluación de la sesión 8, con el método AR (27). Puede apreciarse que los picos espectrales correspondientes a la frecuencia de repetición de la onda lenta tanto en los registros internos como en superficie abdominal, apenas varían su frecuencia a lo largo del tiempo, manteniéndose en torno a 0.3 Hz. Asimismo, las armónicas presentan una evolución de picos uniforme en la mayoría de los puntos de registro de datos del EEnG, excepto el registro de íleon. También se observa que las evoluciones de las frecuencias exhiben 5 armónicas.

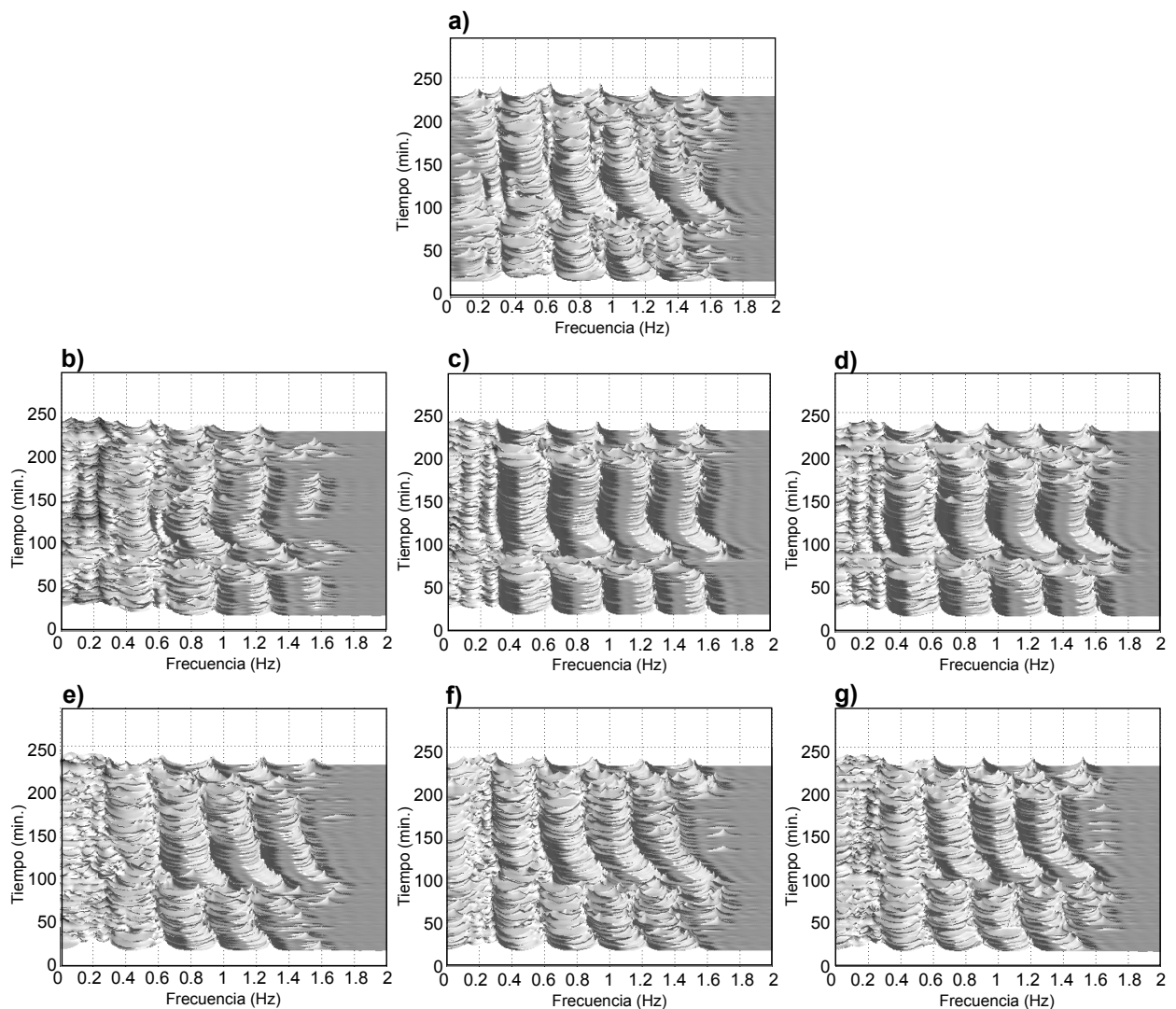


**Figura 7-48.** Análisis espectral AR(27). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 128 minutos (sesión 8) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.



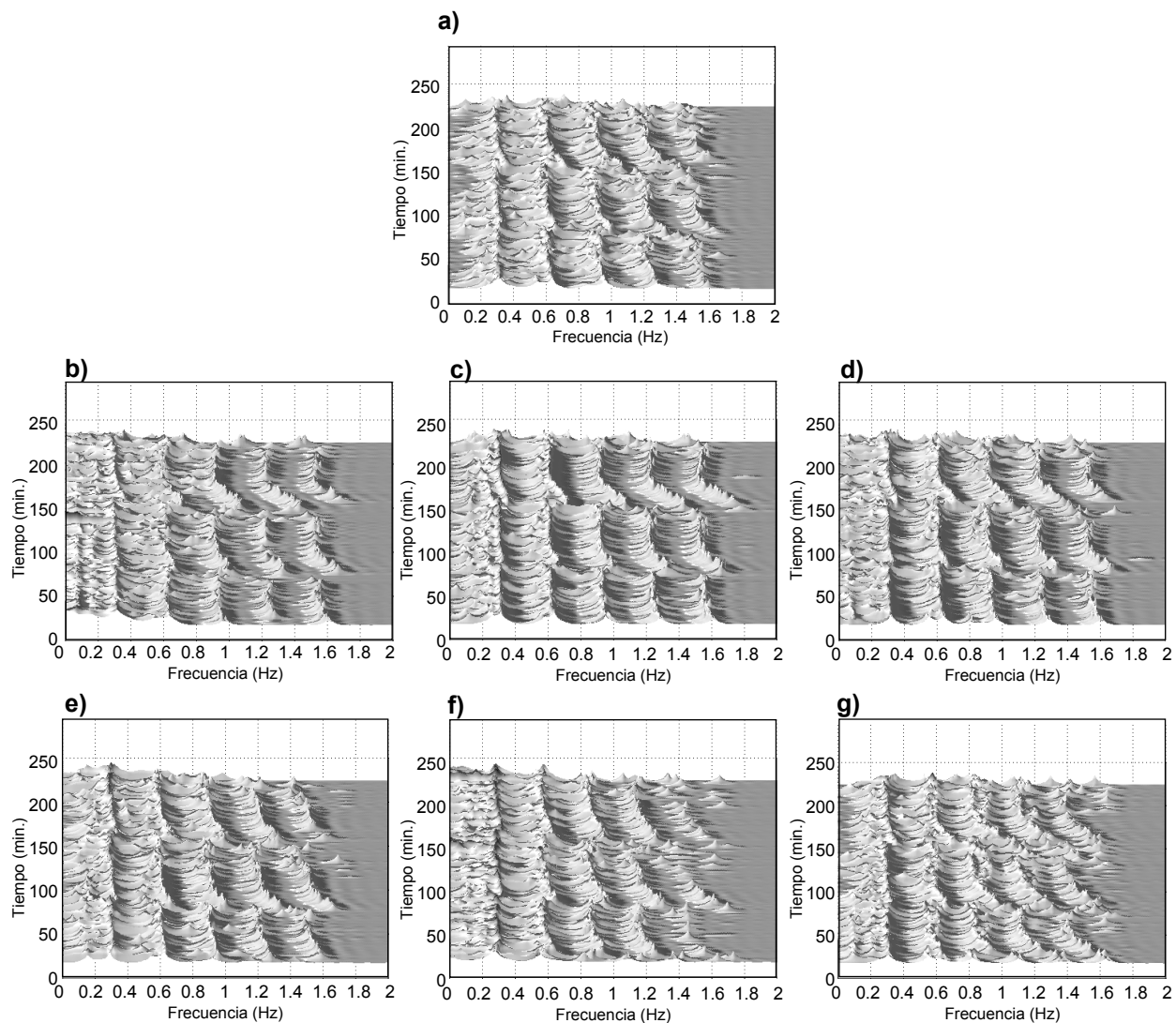
- **Evolución de la frecuencia de la onda lenta obtenida con MUSIC(14)**

En la figura 7-49 se muestra la evolución temporal de las PSDs obtenidas con el modelo MUSIC (14), puede observarse que en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz existe una aparición continua de picos de potencia dominantes donde la actividad de la onda lenta está normalmente presente ( $\approx 0.3$  Hz). Patrones de evolución similares de los picos dominantes están presentes en todos los puntos de medición de la señal EEnG. Además, puede observarse que las armónicas presentan el mismo comportamiento. También se aprecia que, cerca del minuto 100, se presenta una variación en la evolución de las densidades espectrales asociadas a la frecuencia de la onda lenta en todos los puntos de registros de datos. Pueden notarse la existencia de algunos picos en torno a 0.2 Hz, en Treitz, yeyuno (a 45 cm del ligamento de Treitz) e íleon. Asimismo, en el registro de superficie abdominal solo aparecen en los intervalos de tiempo de 25 a 50 minutos y 110 a 140 minutos.



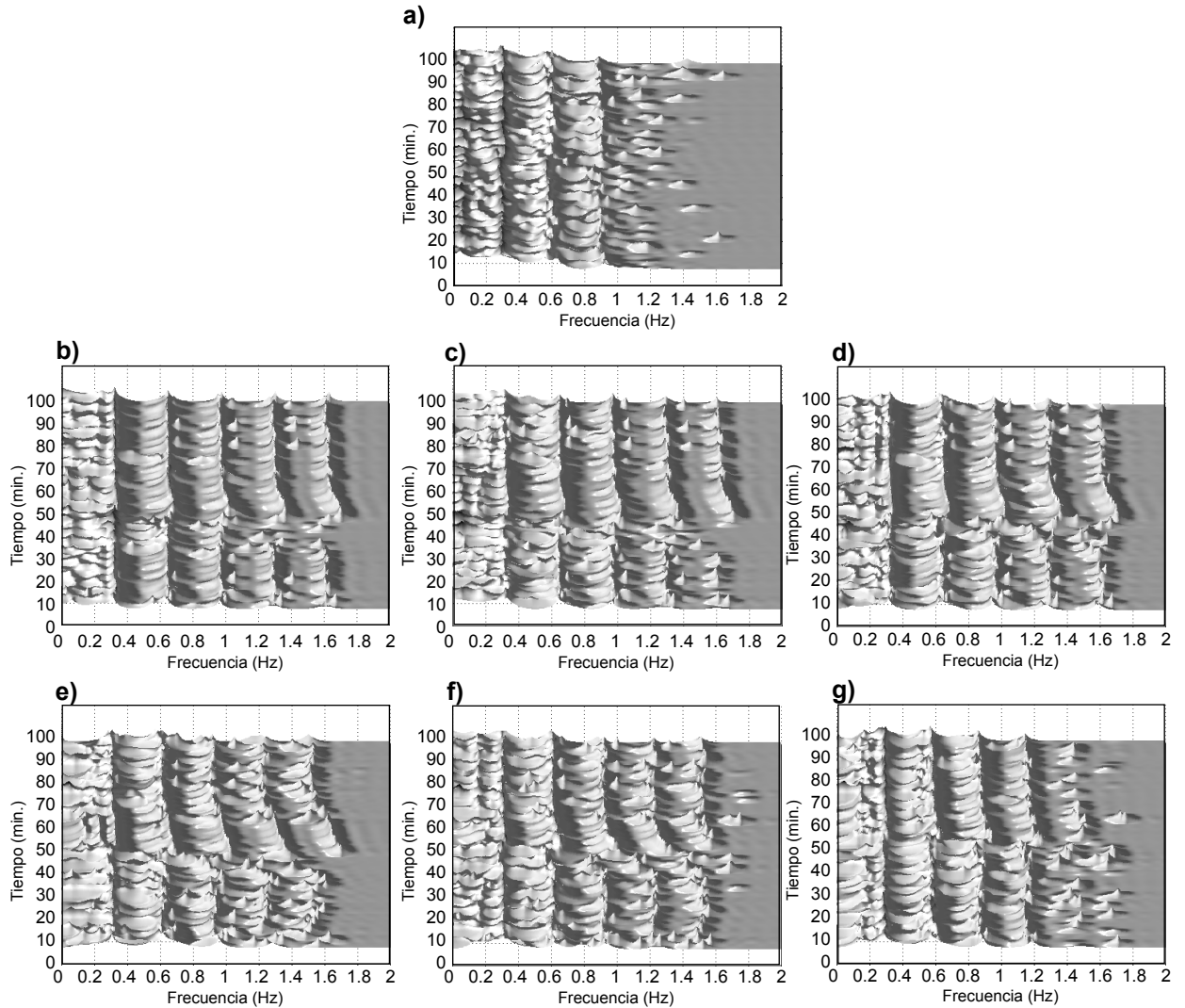
**Figura 7-49.** Análisis espectral MUSIC(14). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 242 (213) minutos (sesión 1) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

La figura 7-50 muestra la respuesta obtenida de la sesión 3 con el método MUSIC (14). Todos los registros del EEnG muestran cuatro armónicas y presentan el mismo comportamiento de la frecuencia marcapasos de la onda lenta cuyos picos dominantes están alrededor de 0.3 Hz. También puede notarse la existencia de dos variaciones en la evolución a lo largo del tiempo de los picos de energía de la PSD, relacionados con la onda lenta y sus armónicas, en los minutos 75 y 180 en todos los registros de medición.



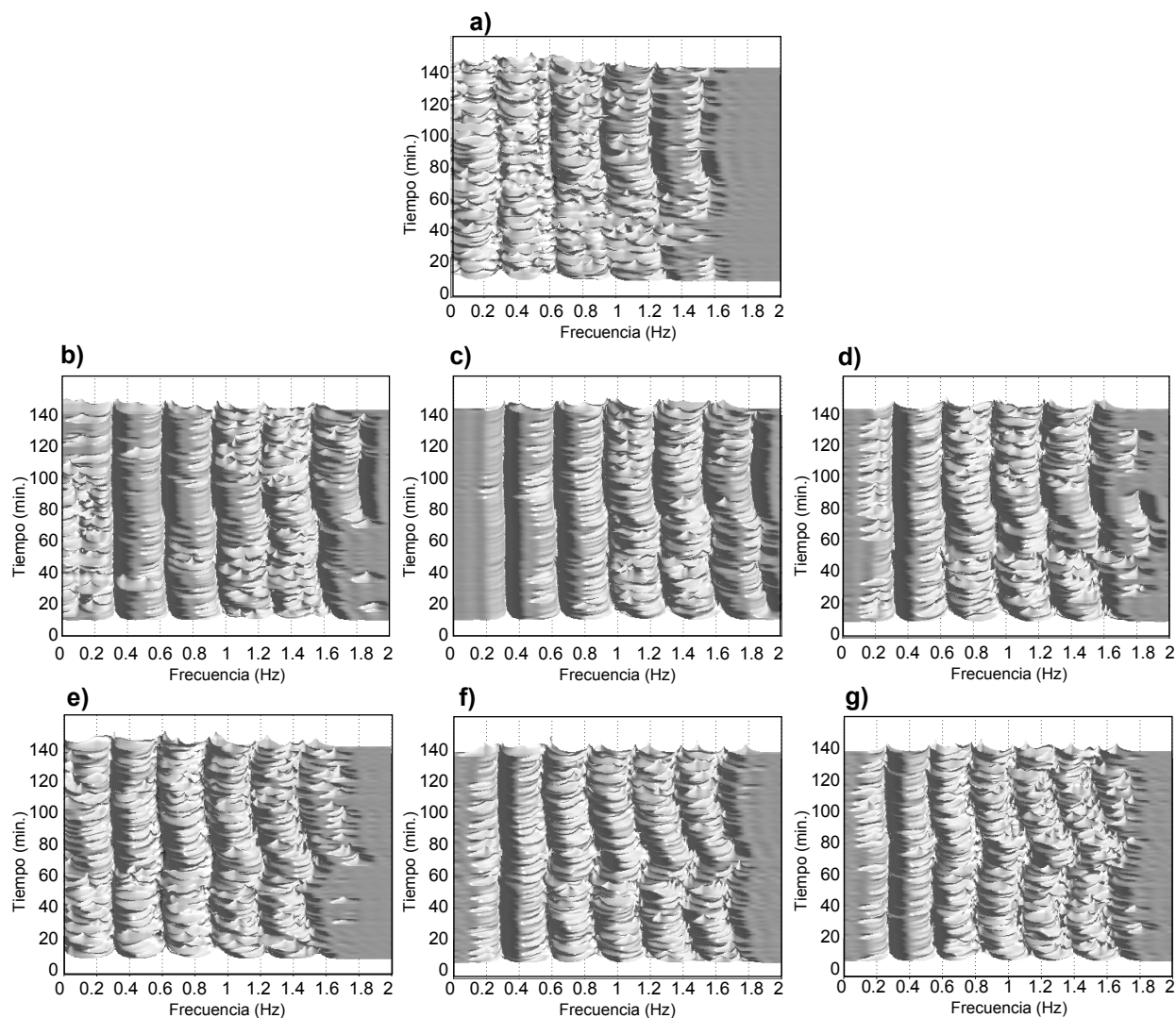
**Figura 7-50.** Análisis espectral MUSIC(14). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 209 minutos (sesión 3) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

La figura 7-51 muestra la respuesta obtenida para la sesión 4 usando el método MUSIC(14). Puede observarse la existencia de más armónicos en los registros internos que en el externo. Además en todos los puntos de medición, la frecuencia de repetición en torno a 0.3 Hz se mantiene sin variación a lo largo del tiempo. Sin embargo, las armónicas de los registros internos del EEnG sí que presentan una variación en la frecuencia en torno al minuto 35, que no se percibe de la misma forma en la frecuencia fundamental. También en la mayoría de los puntos de medida se exhibe una evolución de picos espectrales en torno a 0.1Hz.



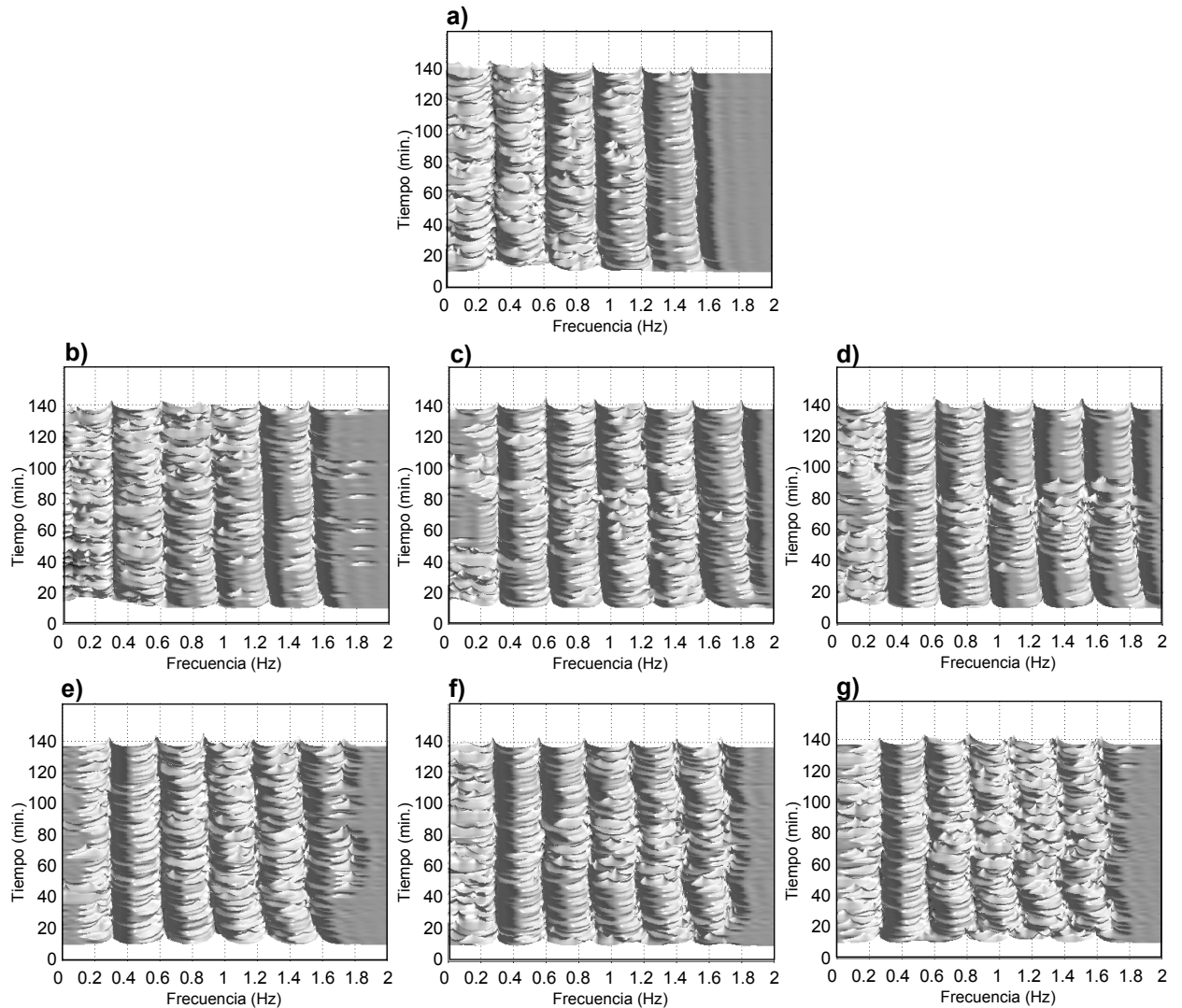
**Figura 7-51.** Análisis espectral MUSIC(14). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 95 minutos (sesión 4) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d, e, f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** Íleon.

La figura 7-52 exhibe el resultado obtenido de la evaluación de 136 minutos (sesión 5) con la técnica MUSIC (14). Se puede ver una evolución de la PSD más uniforme a lo largo del tiempo que en las sesiones anteriores, estando los picos espectrales asociados a la frecuencia del marcapasos intestinal, alrededor de 0.3 Hz en todos los puntos de medición interno. Sin embargo, el registro de superficie muestra más inestabilidad en torno a la frecuencia fundamental (Tabla 7-21). También puede notarse la existencia de 4 a 5 armónicos en todos los registros del EEnG, en donde los armónicos superiores presentan variaciones en la frecuencia respectiva.



**Figura 7-52.** Análisis espectral MUSIC (14). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 136 minutos (sesión 5) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

La figura 7-53 muestra la evolución de los picos de la PSD de 128 minutos, correspondientes a la sesión 8 que fueron obtenidos con el modelo MUSIC ( $p = 14$ ). Puede apreciarse que los picos espectrales aparecen en torno a la frecuencia de repetición de la onda lenta (0.3 Hz). También se observa que se exhiben entre 4 y 5 armónicos en todos los registros de señal del EEnG. Además, en el punto de medida de íleon puede notarse alteraciones en la evolución de los picos espectrales en las armónicas superiores.

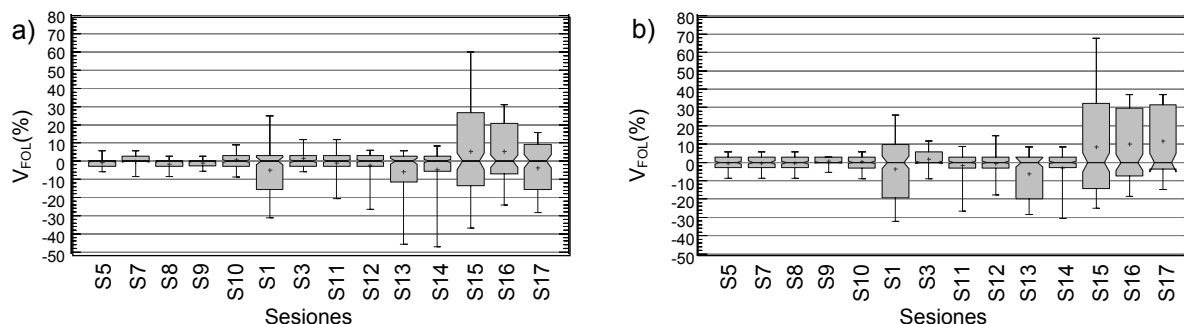


**Figura 7-53.** Análisis espectral MUSIC(14). PSD continua minuto a minuto de un registro de datos de 128 minutos (sesión 8) en siete puntos de medición **a)** superficie, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d), e), f)** Yeyuno 1 (a 45 cm), yeyuno 2 (90 cm) y yeyuno 3 (135 cm) con respecto al ligamento de Treitz, **g)** íleon.

### 7.5.2 Relación de la frecuencia de la onda lenta y el índice de motilidad intestinal

En el apartado 7.4, se mostró, que la frecuencia de repetición del ritmo eléctrico básico está en torno a 0.3 Hz (18 cpm). También se observó que en la mayoría de las sesiones en los puntos de registro interno, la frecuencia de la onda lenta presenta variaciones a lo largo del tiempo (apartado 7.5.1). En este apartado, se muestra la relación de la evolución temporal de los picos espectrales asociados a la variación de frecuencia de la onda lenta ( $V_{FOL}$ ) con el grado de actividad contráctil intestinal, utilizando los métodos AR(27) y MUSIC(14). Cabe mencionar que al detectar las variaciones se emplearon otras 7 sesiones de registros internos a nivel yeyuno de 3 perros diferentes para verificar si con otras sesiones se presentaba la existencia de las variaciones. Solo se presentan las gráficas más representativas de las diferentes variaciones que exhibe la onda lenta a lo largo del tiempo.

La figura 7-54 muestra la distribución normalizada del cambio que presenta la frecuencia de la onda lenta ( $F_{OL}$ ) para cada una de las sesiones con los métodos AR y MUSIC. Puede observarse que en algunas sesiones la frecuencia de la OL se mantiene casi constante, que es el tipo de patrón normal (PN). En estos casos las variaciones de la frecuencia de la OL no alcanzan el 10%. Sin embargo, en otras sesiones la frecuencia de la OL alcanza variaciones por arriba de lo que se consideraría normal ( $>10\%$ ). Estas variaciones indican que existen cambios en la frecuencia de la OL. Por lo tanto, cuando la onda lenta no cambia más allá del 10 %, se clasificó como patrón normal (PN). Pero, cuando el cambio está por arriba del 10 %, se identificaron dos formas de cambios en la  $F_{OL}$ , clasificándose uno como patrón con retardo (PCR) y otro como patrón con sincronización (PCS), tomándose como referencia al índice de motilidad intestinal (IMI) (apartado 1.3.3).

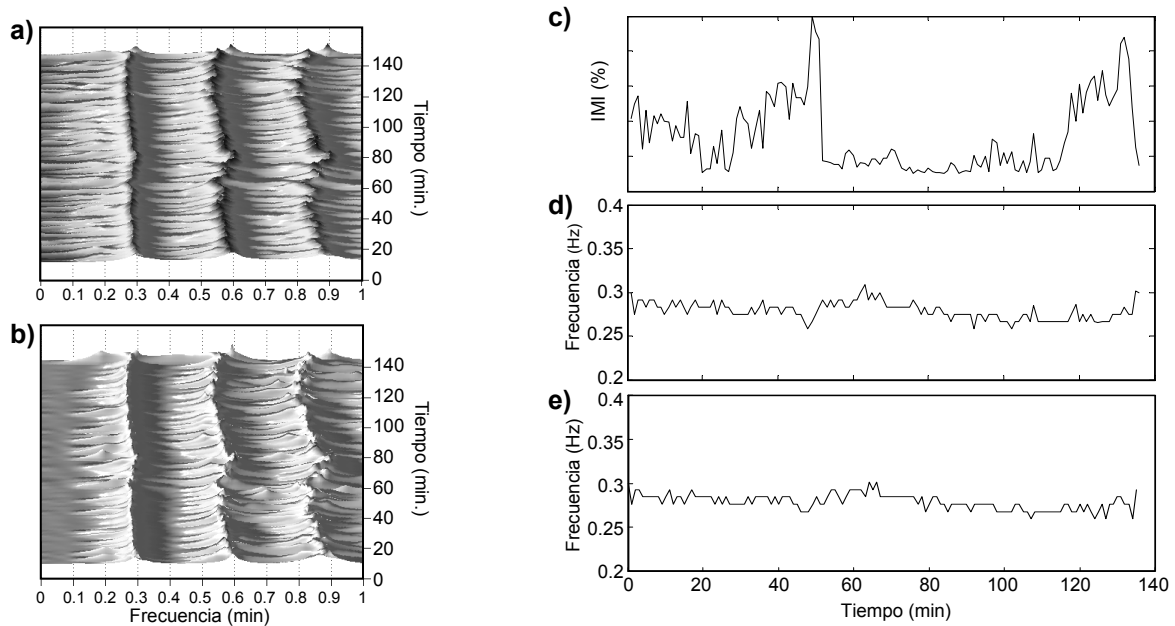


**Figura 7-54** Distribución normalizada de la variación de frecuencia de la onda lenta ( $V_{FOL}$ ) en los registros internos a nivel de yeyuno en estado de ayuno obtenida de la evaluación de los métodos: a) AR y b) MUSIC.

- **Patrón sin variaciones significativas (condiciones normales de la OL)**

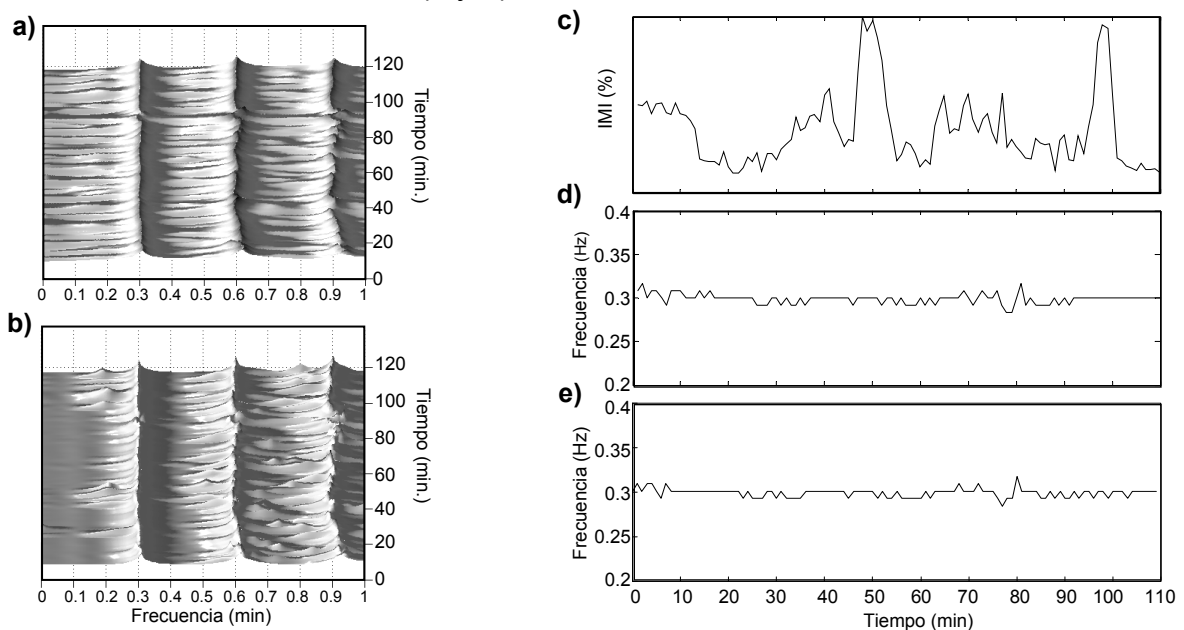
En las figura 7-55 a 7-60 se muestra la evolución de la  $F_{OL}$  obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional así, como bidimensional junto con el IMI, estas sesiones son clasificadas como frecuencias de PN. Puede observarse, que la evolución de la  $F_{OL}$  no presenta cambios significativos a lo largo del tiempo, con respecto al IMI, manteniéndose la frecuencia en  $\approx 0.3$  Hz (18 cpm).

La figura 7-55 muestra la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). También se muestra la evolución del IMI que refleja que inicialmente el tramo de intestino en estudio está en fase II completa de un CMMI al que le sigue otro CMMI completo (c). Además se observa el PN de la  $F_{OL}$  con ambas técnicas espectrales (d y e), está en el rango de frecuencia de aparición de la onda lenta y se mantiene estable en el tiempo.



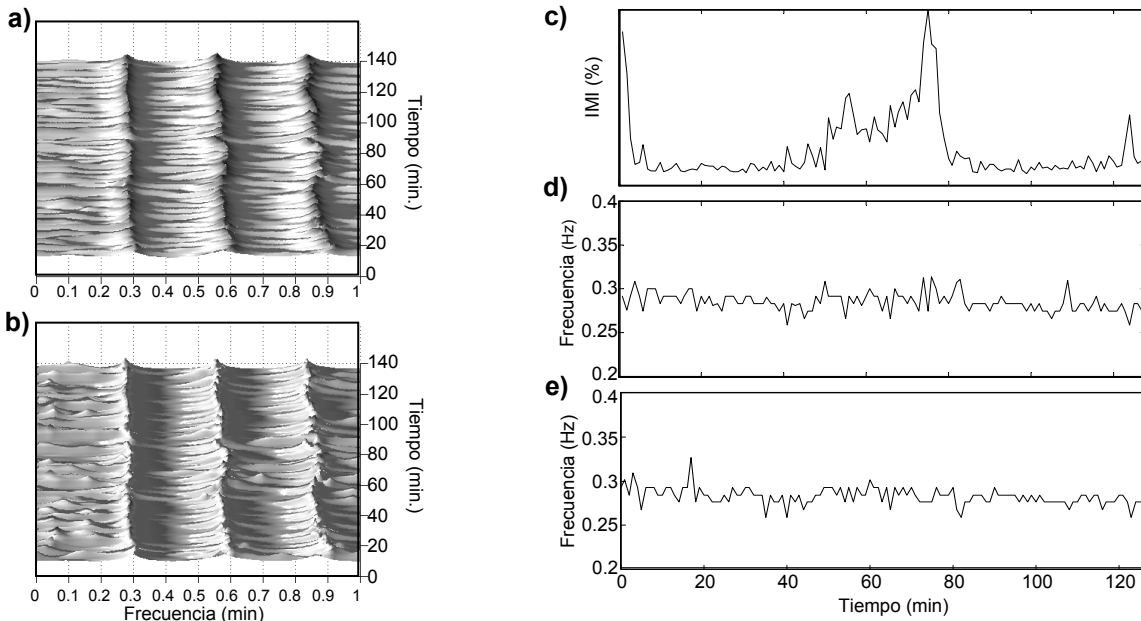
**Figura 7-55.** Patrón normal de la  $F_{OL}$  de la sesión S5 (N=136) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

La figura 7-56 exhibe la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Además se muestran dos CMMI completos pero con apenas una fase I (c) y el PN de la  $F_{OL}$  obtenida con los dos modelos (d y e).



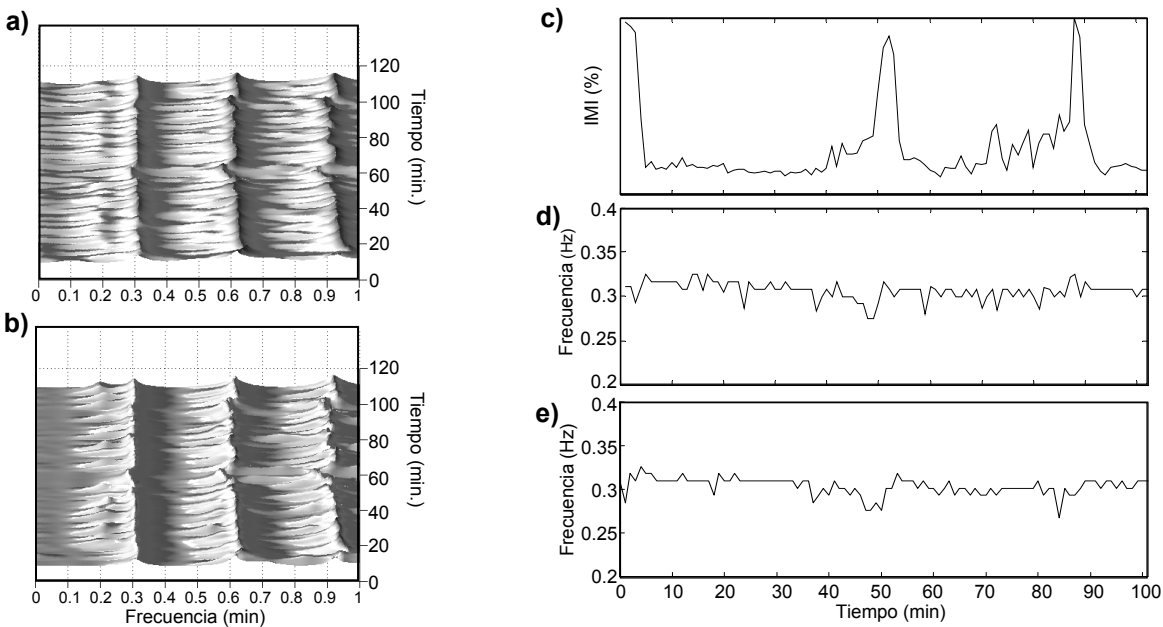
**Figura 7-56.** Patrón normal de la  $F_{OL}$  de la sesión S7 (N=110) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

La figura 7-57 muestra la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). En (c) se muestra la parte final de una fase III y un CMMI completo, así como su respectivo PN de la  $F_{OL}$  con ambas técnicas espectrales (d y e).



**Figura 7-57.** Patrón normal de la  $F_{OL}$  de la sesión S8 (N=128) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

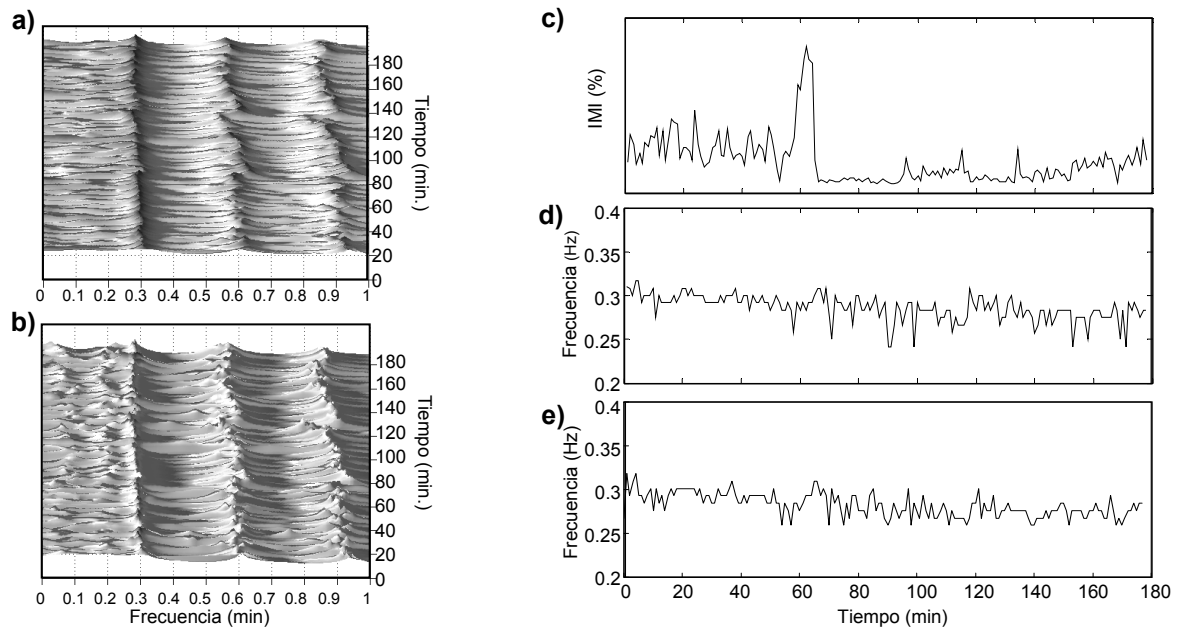
La figura 7-58 muestra la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Se observa el término de una fase III y dos CMMI completos, uno de ellos con apenas una fase II (c). Además, se muestra el PN de la  $F_{OL}$  obtenido con las dos técnicas espectrales (d y e).



**Figura 7-58.** Patrón normal de la  $F_{OL}$  de la sesión S9 (N=102) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).



La figura 7-59 exhibe la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). En (c) se aprecia un CMMI desde su fase II de larga duración y su PN de la  $F_{OL}$  obtenidas con ambos modelos espectrales (d y e).

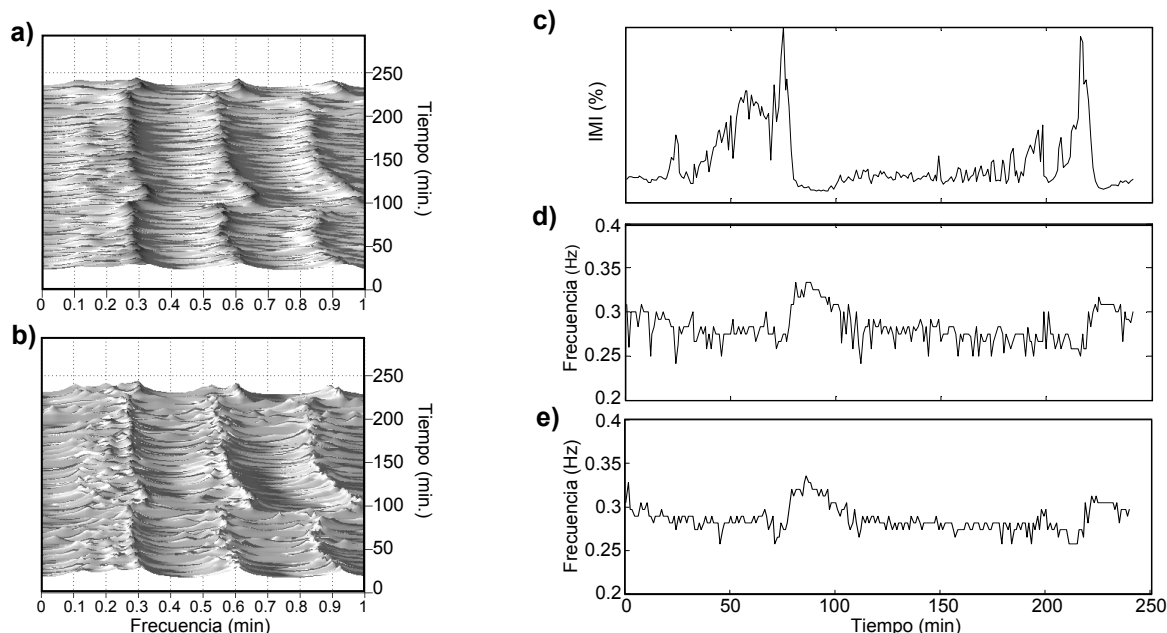


**Figura 7-59.** Patrón normal de la  $F_{OL}$  de la sesión S10 (N=178) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

- **Patrón con retardo de tiempo**

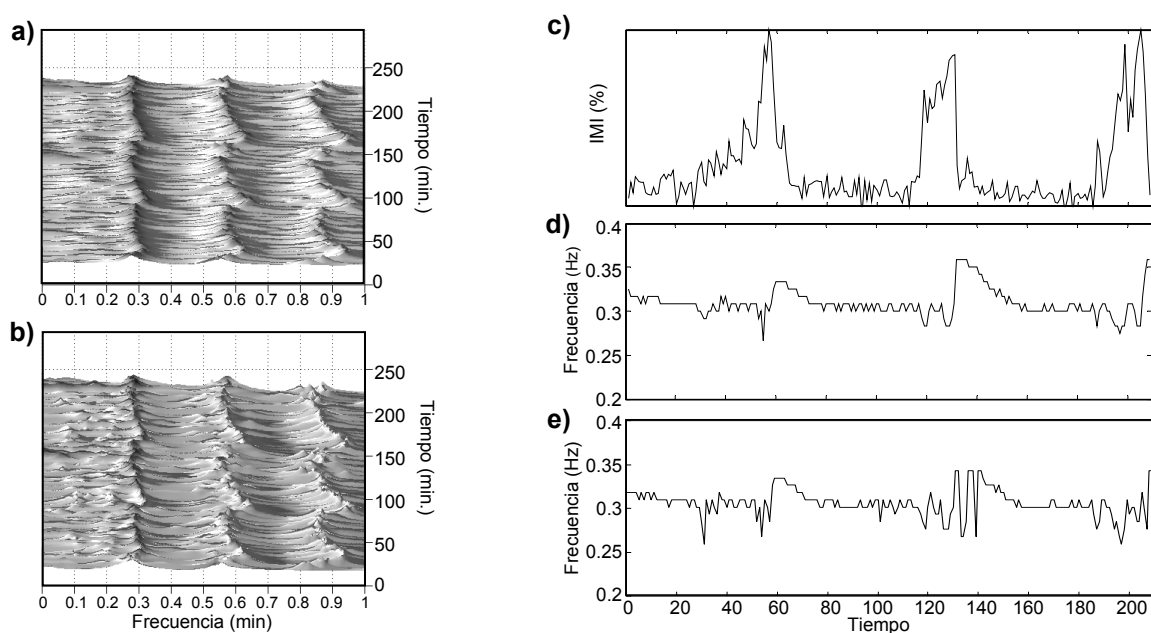
En este tipo de patrón, existe un retardo entre la evolución temporal del IMI y la frecuencia de la OL. El incremento de la frecuencia de la OL se consigue cuando la actividad de la fase III del segmento intestinal ha terminado. El nivel de frecuencia máximo se alcanza minutos después de la actividad de la fase III, es decir, con relación al IMI, la variación de frecuencia de la OL aparece con un retardo. Cabe señalar que todas las sesiones con el patrón con retardo (PCR) tienen este mismo comportamiento como se muestra de la figura 7-60 a la 7-67.

La figura 7-60 muestra la evolución temporal de los picos espectrales asociados a la frecuencia de la onda lenta obtenidos con las técnicas AR y MUSIC (a y b). Se observa, la existencia de dos CMMI completos (c) y puede verse dos patrones con retardo en la  $F_{OL}$ , obtenidos con la evaluación de ambas técnicas espectrales con respecto al IMI (d y e).



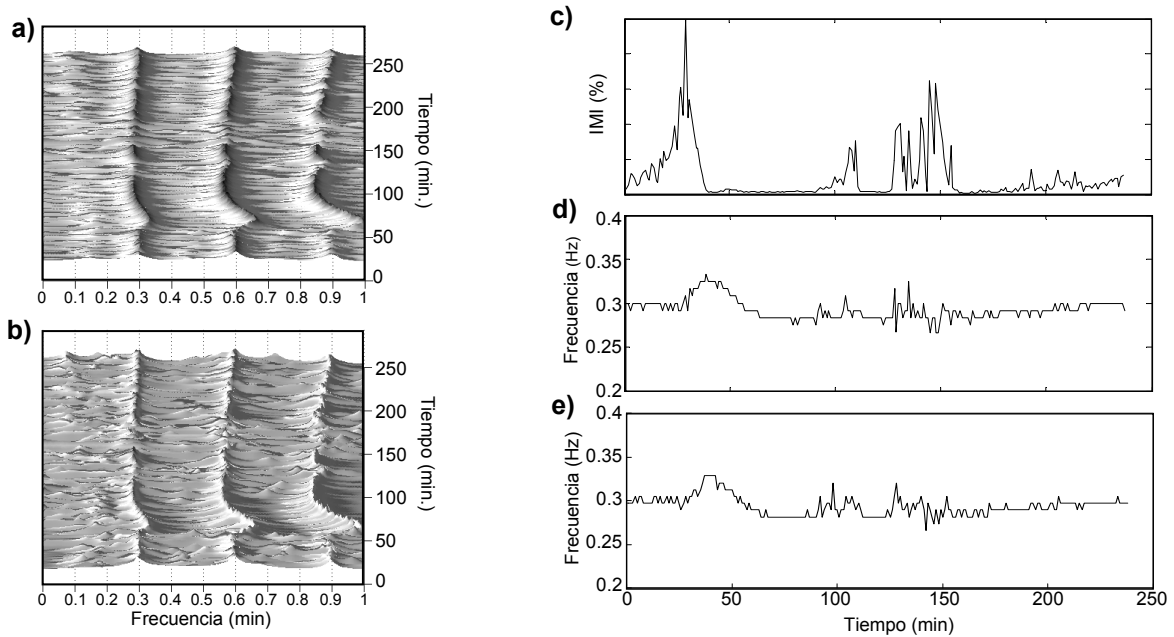
**Figura 7-60.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S1 (N=241) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-61 se muestra la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). También se observan tres CMMI completos (c); además de dos PCR completos obtenidos con las dos técnicas de estimación (d y e) y el inicio de otro al término de la fase III del CMMI.



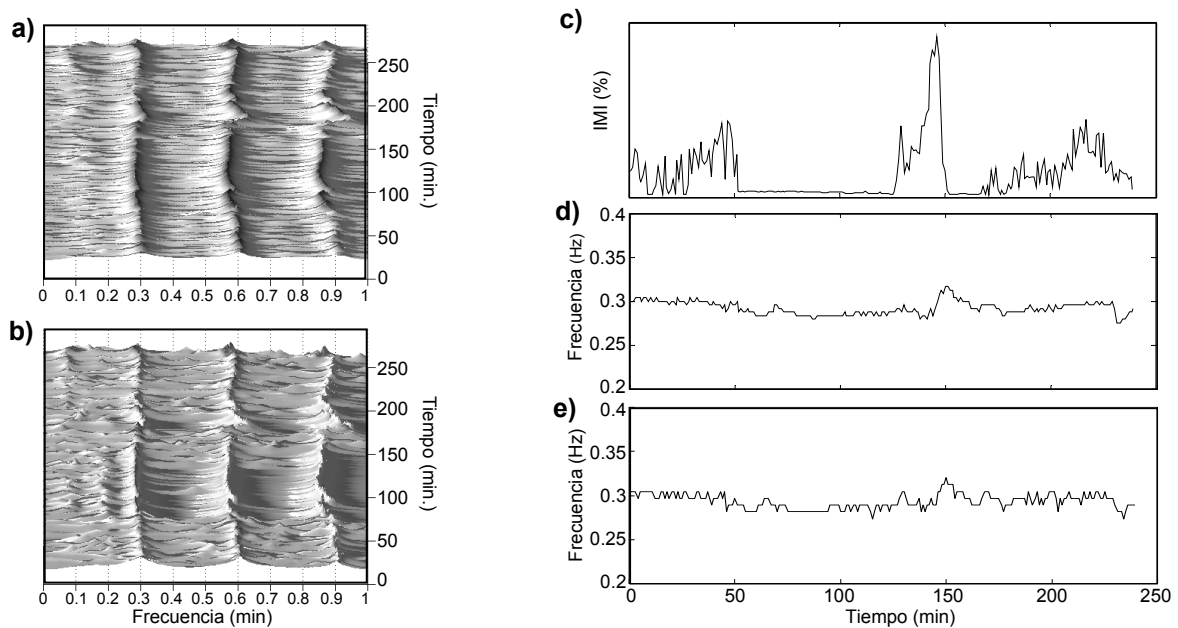
**Figura 7-61.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S3 (N=209) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-62 se exhibe la respuesta espectral obtenida con los modelos AR y MUSIC respectivamente (a y b). Además, se muestra la evolución temporal del índice de motilidad intestinal en ayuno (c) en donde se aprecia un CMMI desde su fase II y una fase II, así como un PCR de la  $F_{OL}$  obtenido con las dos técnicas de estimación espectral.



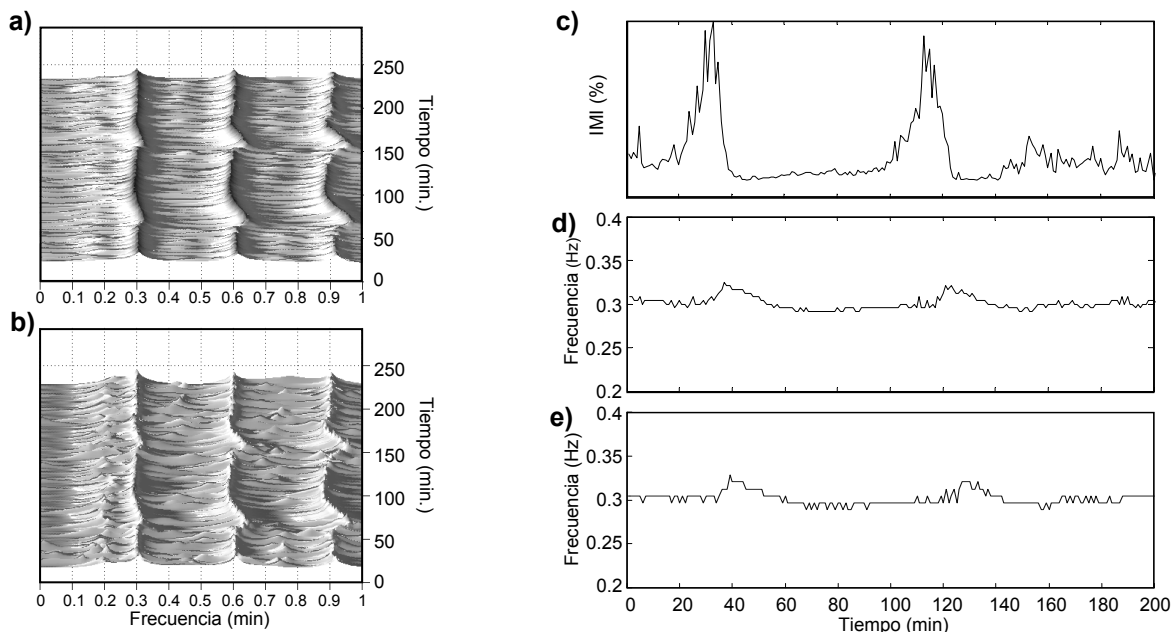
**Figura 7-62.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S11 (N=237) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-63 se presenta la evolución de los picos espectrales de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). También se muestra un CMMI completo y dos fases II (c), así como un PCR de la  $F_{OL}$  mediante el uso de ambas técnicas de estimación espectral.



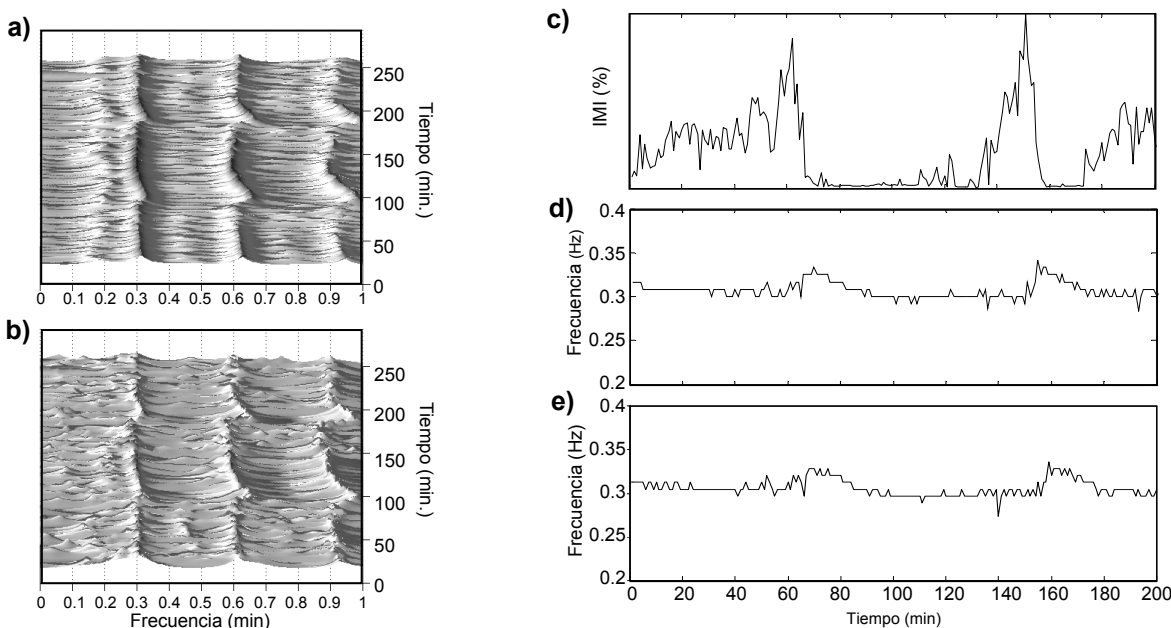
**Figura 7-63.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S12 (N=239) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-64 se muestra la densidad espectral de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Además, se aprecia el inicio de un CMMI a partir de la fase II y otro completo (c). También pueden notarse sus dos PCR en la  $F_{OL}$  (d y e) obtenida con ambas técnicas de estimación al término de la fase III del CMMI.



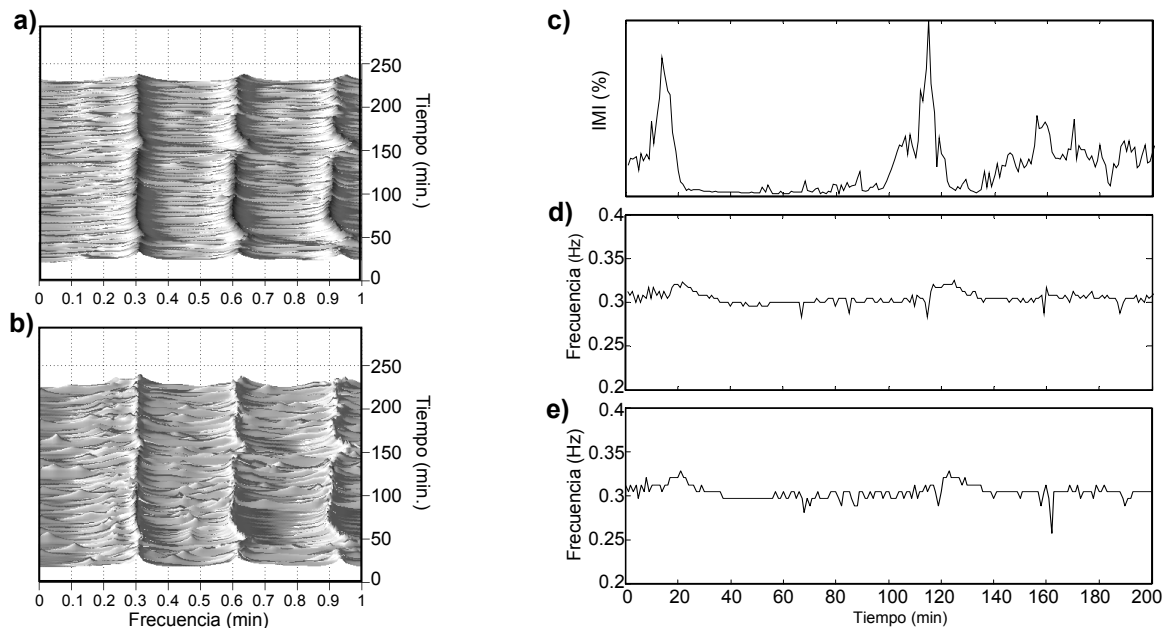
**Figura 7-64.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S13 (N=203) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-65 se exhibe la respuesta espectral obtenida con los modelos AR y MUSIC respectivamente (a y b). Se observan un CMMI completo y el otro empezando en su fase II; además se ve el inicio de la fase I y II de un tercer CMMI (c). Los PCR de la  $F_{OL}$  obtenidos con ambas técnicas de estimación (d y e) se muestran al término de los dos CMMI.



**Figura 7-65.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S14 (N=227) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-66 se presenta la evolución de los picos espectrales de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Pueden apreciarse y dos CMMI uno de ellos empezando en su fase II y otro completo (c) y dos PCR de la  $F_{OL}$  (d y e). También se observa la fase I y II de un tercer CMMI.

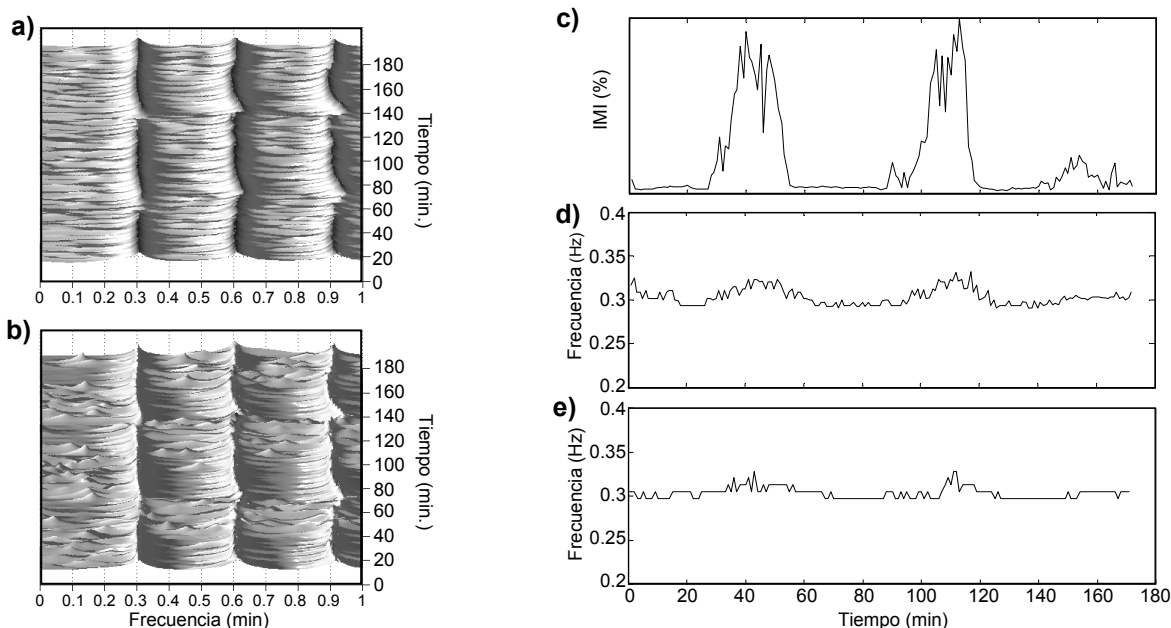


**Figura 7-66.** Patrón con retardo de la  $F_{OL}$  de la sesión S15 (N=203) en yeyuno 2, **a) y b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

- **Patrón sincronizado con el IMI.**

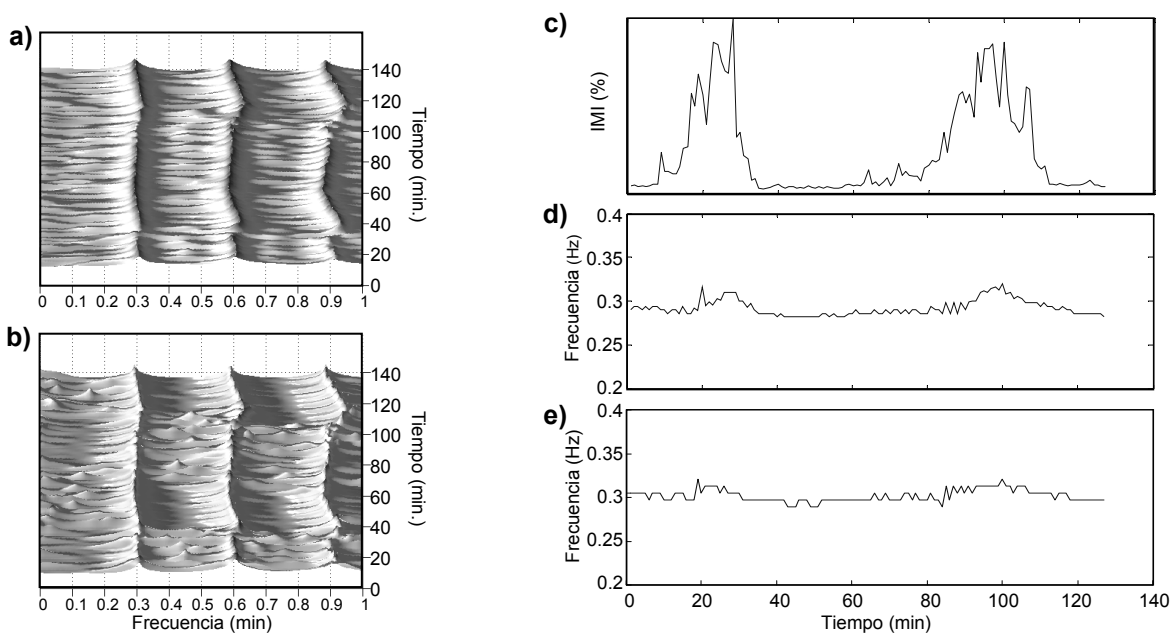
Estos patrones se obtienen en la evolución temporal del índice de motilidad intestinal de perros en ayuno. Solo se presentaron en dos sesiones y representan la evolución temporal de otro tipo de patrón de frecuencia de la OL identificado a lo largo del tiempo. La frecuencia de la OL sigue un patrón de evolución similar al IMI durante el CMMI y visualmente, ambos patrones de señales están sincronizados (PCS).

En la figura 7-67 se pueden observar las variaciones de frecuencia en la evolución de los picos espectrales de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Además, se muestra que la frecuencia de OL alcanza la máxima variación de frecuencia (d y e) al mismo tiempo que la fase III del IMI (c). También puede apreciarse que los cambios en la frecuencia de la OL siguen un patrón similar al del IMI. Pueden apreciarse dos CMMI y dos PCS de la  $F_{OL}$  obtenidas con los modelos de estimación evaluados.



**Figura 7-67** Patrón con sincronización de la  $F_{OL}$  de la sesión S16 (N=172) en yeyuno, **a)** y **b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En la figura 7-68 se muestra la evolución de los picos espectrales de potencia obtenida con las técnicas AR y MUSIC en una gráfica pseudo-tridimensional (a y b). Se pueden observar dos CMMI completos (c) y dos PCS de la  $F_{OL}$  (d y e), siguiendo un patrón similares al del CMMI.



**Figura 7-68.** Patrón con sincronización de la  $F_{OL}$  de la sesión S17 (N=172) en yeyuno, **a)** y **b)** Gráfica pseudo-tridimensional de la evolución temporal del espectro de la PSD usando la técnica AR(27) y MUSIC(14) respectivamente, **c)** IMI, **d)**  $F_{OL}$  obtenida con AR(27), **e)**  $F_{OL}$  obtenida con MUSIC(14).

En resumen, el comportamiento de los patrones que exhibe la frecuencia de la onda lenta a lo largo del tiempo con respecto al índice de motilidad intestinal (IMI) en fase de ayuno, se clasificaron en tres tipos:

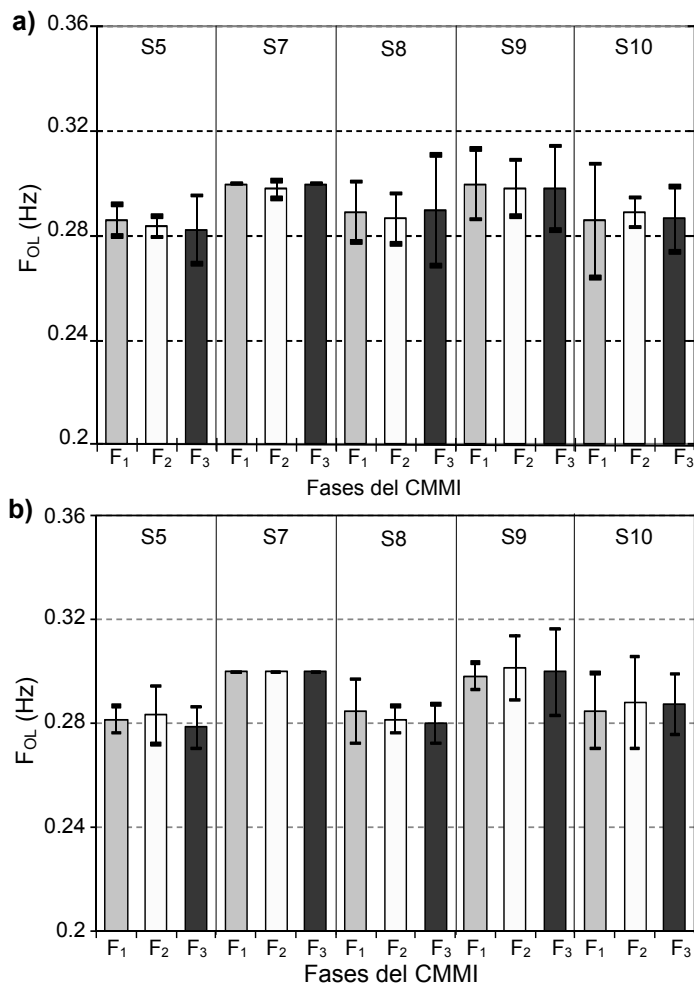
PN: Patrón sin variaciones (condiciones normales de la OL).

PCR: Patrón con retardo de tiempo (con respecto al IMI).

PCS: Patrón sincronizado con el IMI.

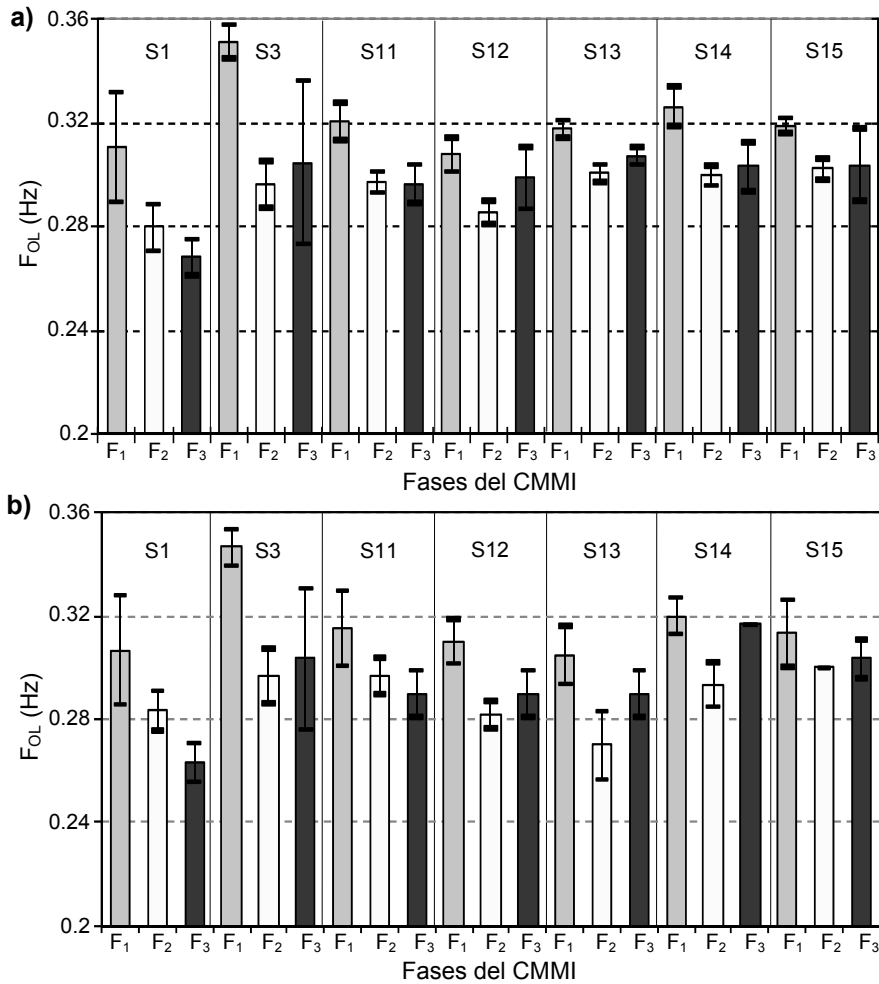
Para establecer la caracterización de los patrones de variación de la frecuencia, se emplearon valores de frecuencia obtenidos al presentarse cada fase del complejo mioeléctrico intestinal (CMMI) (apartado 6.5.4).

En la figura 7-69 se muestra el comportamiento del patrón normal de la frecuencia de la onda lenta a nivel yeyuno, obtenida de la evaluación de las técnicas AR y MUSIC con relación a cada una de las fases del CMMI. Puede observarse en ambos métodos, que al existir un patrón normal, los valores de frecuencia de la onda lenta utilizados con respecto a las fases del CMMI, permanece relativamente sin cambios.



**Figura 7-69.** Media y desviación estándar de la frecuencia de la OL a nivel yeyuno en el patrón normal (PN), que se obtiene en cada fase (F) del CMMI representada por una barra al evaluarlas con la técnica: a) AR(27), b) MUSIC(14).

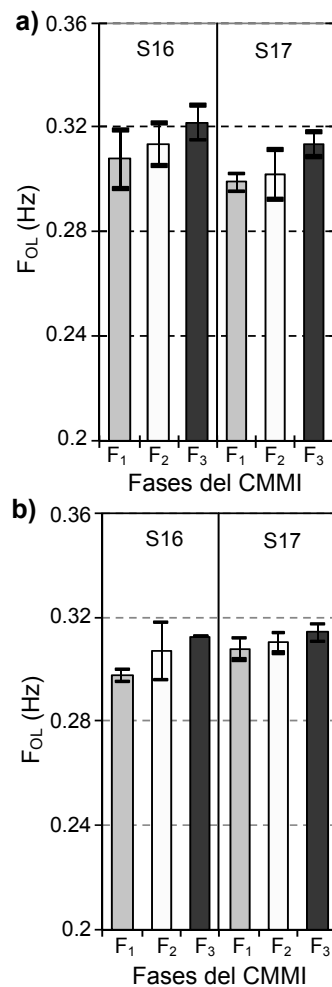
Por otra parte, cuando en la evolución de la PSD asociada a la frecuencia de la onda lenta se presenta el patrón PCR, la frecuencia de la OL máxima se alcanza en la fase I, a consecuencia del retardo que se tiene con respecto a la actividad motora. En la figura 7-70 puede observarse que en este patrón, en la mayoría de las sesiones en la fase III, se exhibe una frecuencia de la OL ligeramente mayor que la fase II. Esto es porque el aumento en su variación de  $F_{OL}$  aunque esta retardada, ha empezado cuando el CMMI en su fase III está terminando. También, se nota que la respuesta lograda con ambas técnicas de estimación son muy similares.



**Figura 7-70.** Media y desviación estándar de la frecuencia de la OL a nivel yeyuno en el patrón con retardo (PCR), que se obtiene en cada fase (F) del CMMI representada por una barra al evaluarlas con la técnica: **a)** AR(27), **b)** MUSIC(14).



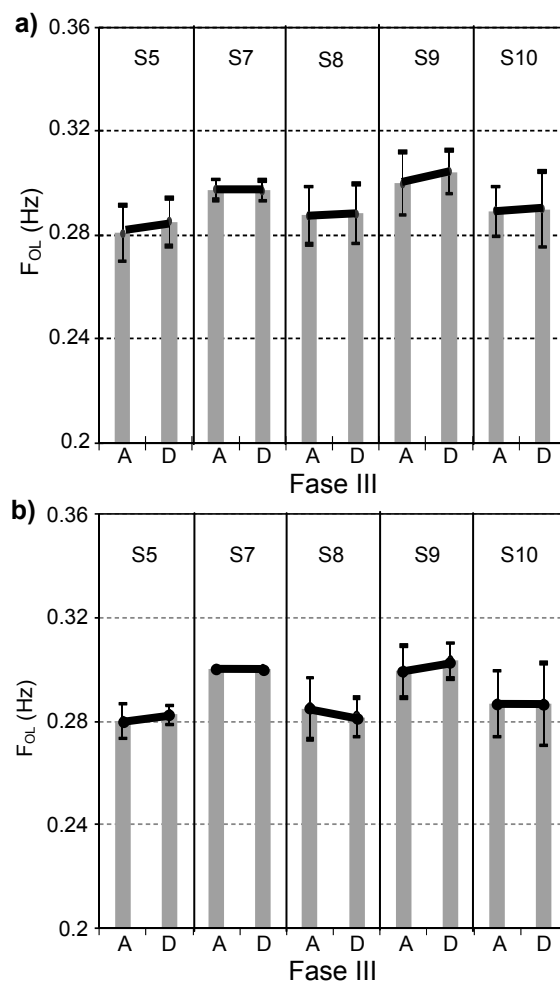
Finalmente, en la figura 7-71 se muestra el tercer patrón de la frecuencia de la OL en estado de ayuno, obtenido con los dos métodos de estimación seleccionados y clasificado como PCS. Se puede observar que conforme la actividad motora evoluciona en sus fases, también lo hace la frecuencia de la OL, obteniéndose valores mínimos durante la fase I, incrementando en la fase II y logrando el máximo valor de frecuencia durante la fase III.



**Figura 7-71.** Media y desviación estándar de la frecuencia de la OL a nivel yeyuno en el patrón sincronizado (PCS), que se obtiene en cada fase (F) del CMMI representada por una barra al evaluarlas con la técnica: **a)** AR(27), **b)** MUSIC(14).

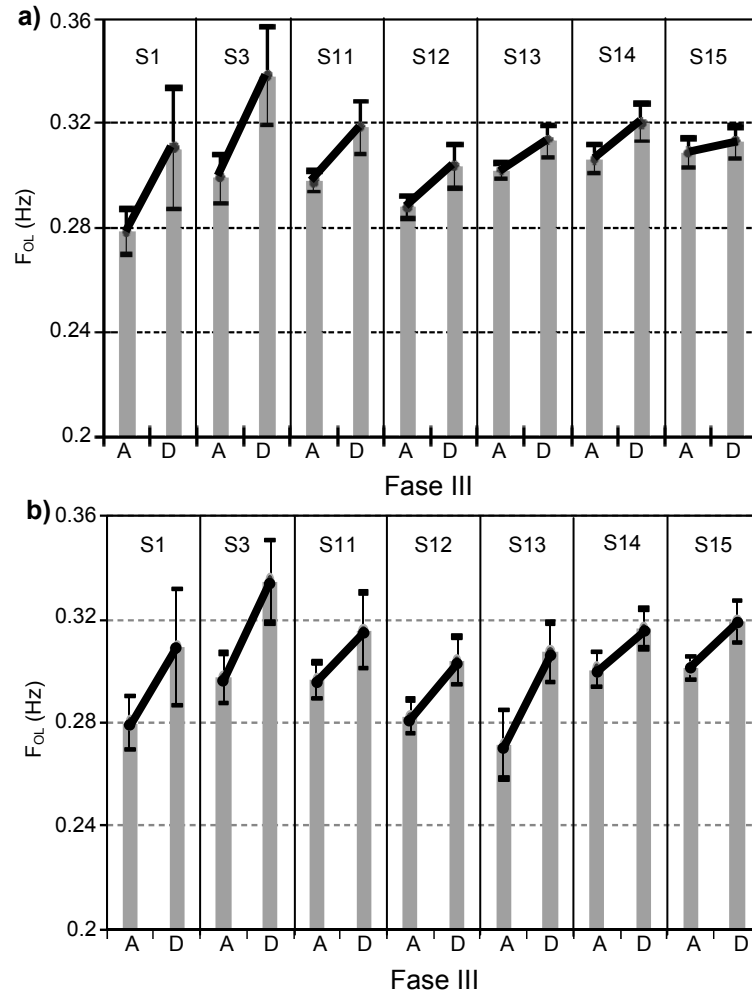
De la figura 7-72 a la figura 7-74 se muestra la desviación estándar y la media de la frecuencia de la OL, en los 20 minutos previos a la fase I y posterior a la fase III de los tres patrones presentados de la  $F_{OL}$ , los cuales pueden identificarse mediante las diferentes tendencias de distribución  $F_{OL}$  antes y después de la fase III del IMI.

La figura 7-72 presenta el comportamiento del PN de la frecuencia de la onda lenta obtenidas con las técnicas de estimación espectral. Puede observarse, que antes o después de la fase III no hay cambios significativos en la frecuencia de la onda lenta. Con ambas técnicas de estimación se logran resultados similares.



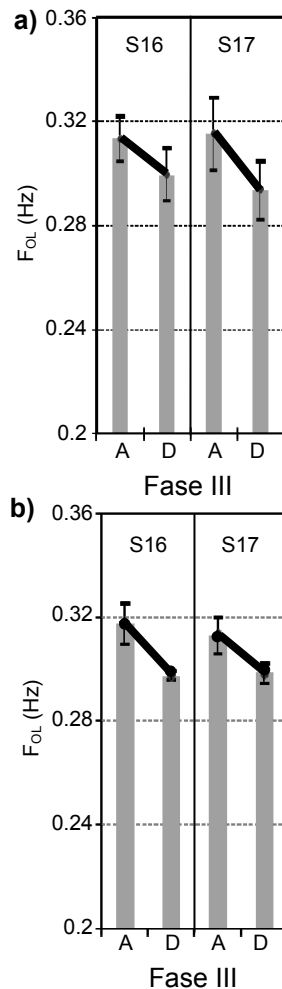
**Figura 7-72.** Media y desviación estándar de la  $F_{OL}$  en el patrón normal (PN), 20 minutos antes (A) y después (D) de la fase III para siete sesiones de registro, obtenidos con los métodos: **a)** AR(27), **b)** MUSIC(14).

En la figura 7-73 se observa el comportamiento que presenta el patrón PCR obtenido de la evaluación de las técnicas AR y MUSIC, caracterizándose por un incremento en la frecuencia de la OL, cuando la fase III del CMMI está terminando. En ambas figuras, puede verse como después de 20 minutos con respecto a la fase III del CMMI se tiene un incremento en la frecuencia de la onda lenta.



**Figura 7-73.** Media y desviación estándar de la  $F_{OL}$  en el patrón con retardo (PCR), 20 minutos antes (A) y después (D) de la fase III para diferentes sesiones de registro, obtenidos con los métodos **a)** AR(27), **b)** MUSIC (14).

Finalmente, en la figura 7-74 se exhibe como varía el patrón PCS obtenido con los métodos AR y MUSIC. Puede apreciarse en ambas figuras, que la frecuencia de la OL 20 minutos antes con respecto a la fase III presenta una frecuencia máxima y 20 minutos después de la fase III con respecto al CMMI, muestra un decremento de frecuencia.



**Figura 7-74.** Media y desviación estándar de la  $F_{OL}$  en el patrón sincronizado (PCS), 20 minutos antes (A) y después (D) de la fase III para diferentes sesiones de registro, obtenidos con los métodos: **a)** AR (27), **b)** MUSIC (14).

---

## 8. Estimación de la función de coherencia

---

### 8.1 Introducción

En esta sección, se mostrará la evaluación de la función de coherencia usando estimadores de análisis espectral como el periodograma, autoregresivo multivariante (ARM) y clasificación de señales múltiples (MUSIC), con la finalidad de valorar la existencia de una relación lineal en el rango de frecuencias de la onda lenta entre el EEnG registrado en superficie y el interno. Además, con esta herramienta, se tratará de identificar qué registro interno se ve reflejado en mayor medida en el EEnG de superficie. Para ello, en el análisis se emplearon señales teóricas, simuladas y registros de señales del EEnG obtenida en perros.

En el apartado 8.2, se hace uso de una función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ), que es comparada con la función de coherencia estimada con los métodos espectrales del periodograma, ARM y MUSIC, para determinar la semejanza y la variabilidad de la respuesta de la función de coherencia obtenida con las técnicas espectrales mencionadas. Para ello, se determinará la raíz del error cuadrático medio (RECM) y el sesgo (apartado 6.6.2.1). En el apartado 8.3, se procederá a evaluar la función de coherencia con cada una de las técnicas espectrales, utilizando señales simuladas con frecuencias que emulen tanto la respuesta de la onda lenta, como de una armónica y la respiración como interferencia con diferentes relaciones señal ruido (apartado 6.6.6.2).

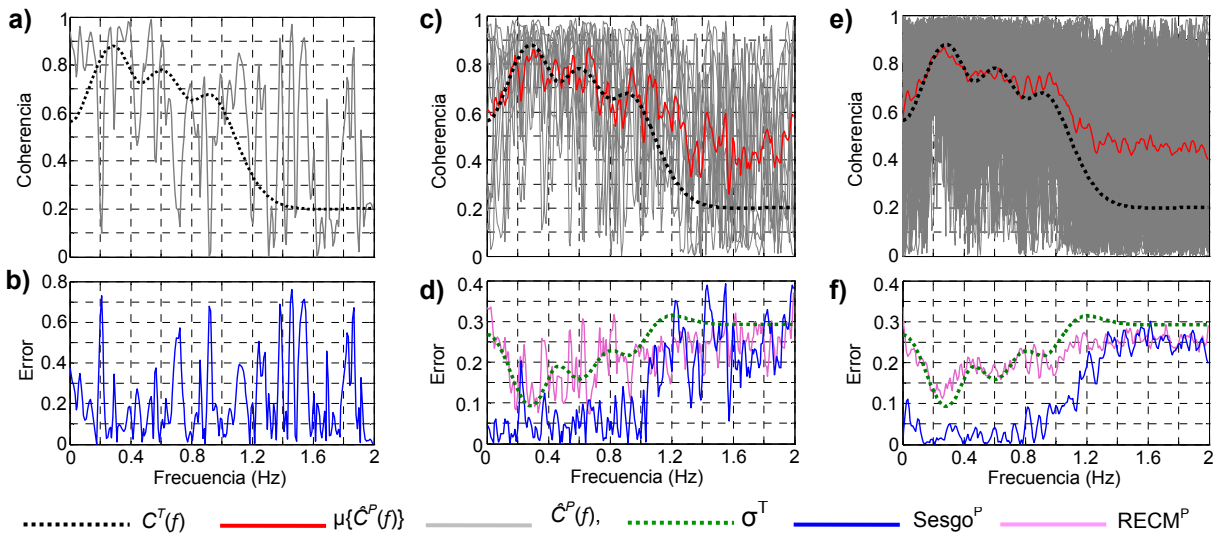
En el apartado 8.4, no se hace uso del método del periodograma, puesto que solo se ha empleado como un método de comparación cuya respuesta sirvió para contrastar resultados; por lo tanto, solo las funciones de coherencia estimada con los métodos ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), se usarán para evaluar los registros de señales reales obtenidas del EEnG (apartado 6.6.6.3). La función de coherencia se obtendrá entre el punto de registro de la superficie abdominal y cada uno de los registros internos: duodeno, Treitz, yeyuno1 (a 45 cm del ángulo de Treitz), yeyuno2 (a 90 cm del ángulo de Treitz), yeyuno3 (a 132 cm del ángulo de Treitz) e íleon.

### 8.2 Estimación de la función de coherencia teórica mediante métodos no paramétricos y paramétricos

Una función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) es obtenida de un proceso, entre una señal de entrada aleatoria de ruido blanco gaussiano y la salida que es una señal obtenida de un proceso de ruido coloreado (apartado 6.6.2). La  $C^T(f)$  será comparada con las funciones de coherencia estimadas con las técnicas espectrales del periodograma, ARM con un orden  $p=27$  y MUSIC con  $p=14$ . En el apartado, 7.3.5, se determinó que éstos son órdenes óptimos para evaluar la señal del EEnG. Por lo que en lo sucesivo, se emplearán los órdenes mencionados en la evaluación de las funciones de coherencia. Asimismo, mediante el sesgo y la raíz del error cuadrático medio (RECM) se trata de determinar que tanto se parece y cuanto varían respectivamente, las respuestas de las funciones de coherencia estimadas con respecto a la  $C^T(f)$ .

#### 8.2.1 Evaluación de la función de coherencia mediante el método del periodograma

La figura 8-1 muestra la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) y las respuestas de función de coherencia estimada con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ) para 1, 10 y 100 evaluaciones superpuestas. Puede observarse, que para una sola evaluación (Figura 8-1a), la respuesta de la función de coherencia estimada, muestra una señal oscilante a lo largo de la frecuencia que no presenta similitud con la  $C^T(f)$ , mostrándose un Sesgo<sup>P</sup> elevado (Figura 8-1b). Al aumentar el número de evaluaciones a 10 (Figura 8-1c), puede notarse que la respuesta individual de la función de coherencia estimada sigue oscilante. Sin embargo, la forma de la respuesta de la función de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ ), muestra parecido con la forma de la  $C^T(f)$ . Además, la variabilidad (RECM<sup>P</sup>) de la respuesta de la función de coherencia, se aproxima a la desviación estándar teórica ( $\sigma^T$ ) (Figura 8-1d). También se muestra que el Sesgo<sup>P</sup> es menor en la zona donde están las crestas de la función de coherencia teórica.



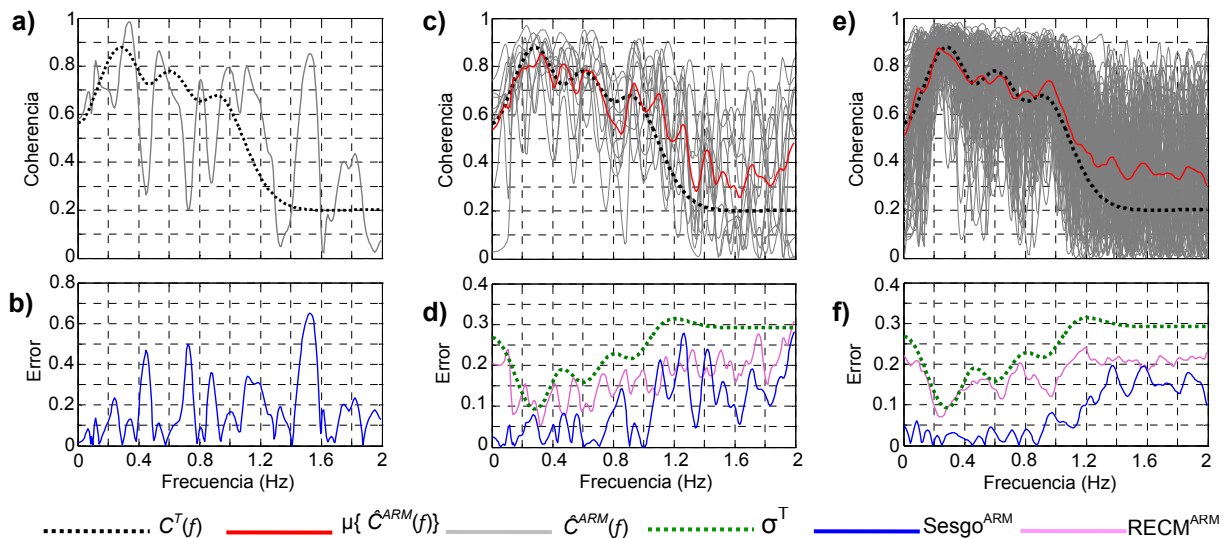
**Figura 8-1.** Funciones de coherencias solapadas y su promedio, estimadas con el periodograma: **a)**  $\hat{C}^P(f)$  de una evaluación, **b)** sesgo de una evaluación, **c)**  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  de 10  $\hat{C}^P(f)$  evaluadas, **d)**  $\sigma^T$ , RECM<sup>P</sup> y Sesgo<sup>P</sup> de 10 evaluaciones **e)**  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  de 100  $\hat{C}^P(f)$  evaluadas **f)**  $\sigma^T$ , RECM<sup>P</sup> y Sesgo<sup>P</sup> de 100 evaluaciones.

Para el caso de 100 evaluaciones, puede advertirse que el comportamiento oscilatorio de las evaluaciones superpuestas es similar en los tres casos; es claro que la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  (Figura 8-1e) mejora su ajuste con respecto

a la función de coherencia teórica  $C^T(f)$ , mostrando mucho menor variabilidad  $RECM^P$  y  $Sesgo^P$  (Figura 8-1f) que en los casos anteriores. Además, puede observarse que la  $RECM^P$  tiende a aproximarse a  $\sigma^T$ . Para los casos de 10 y 100 evaluaciones (Figura 8-1c,e), se observa que la función de coherencia promedio por encima de 1 Hz, presenta un  $Sesgo^P$  elevado.

### 8.2.2 Evaluación de la función de coherencia mediante el método ARM

La figura 8-2 exhibe la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) y las respuestas de función de coherencia estimada con el método autoregresivo multivariante ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) para 1, 10 y 100 evaluaciones superpuestas. Para el caso de una evaluación (Figura 8-2a), la respuesta de la función de coherencia  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , presenta oscilación alrededor de  $C^T(f)$  tratando de ajustarse a ella, obteniéndose un  $Sesgo^{ARM}$  elevado (Figura 8-2b). Al aumentarse a 10 evaluaciones, se puede ver que la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (Figura 8-2c), se ajusta mejor a la forma que para el caso de una evaluación, mostrando un menor sesgo en el rango de frecuencia de 0 a 1 Hz (Figura 8-2d), mientras que la variabilidad  $RECM^{ARM}$  se aproxima a la desviación estándar teórica ( $\sigma^T$ ). Cuando se utilizan 100 evaluaciones, la respuesta promedio de la función de coherencia  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (Figura 8-2e), muestra una mayor similitud con  $C^T(f)$ , mostrándose un menor  $Sesgo^{ARM}$  que cuando se evalúan 1 y 10 respuestas de la función de coherencia (Figura 8-2f). Además, puede notarse que por arriba de 1.2 Hz, el  $Sesgo^{ARM}$  del promedio de la función de coherencia para 10 y 100 evaluaciones es mayor que en el rango de 0 a 1 Hz. Asimismo, la  $RECM^{ARM}$  tiende a aproximarse a  $\sigma^T$  (Figura 8-2f) y es más evidente en torno a las crestas del espectro de coherencia teórico.

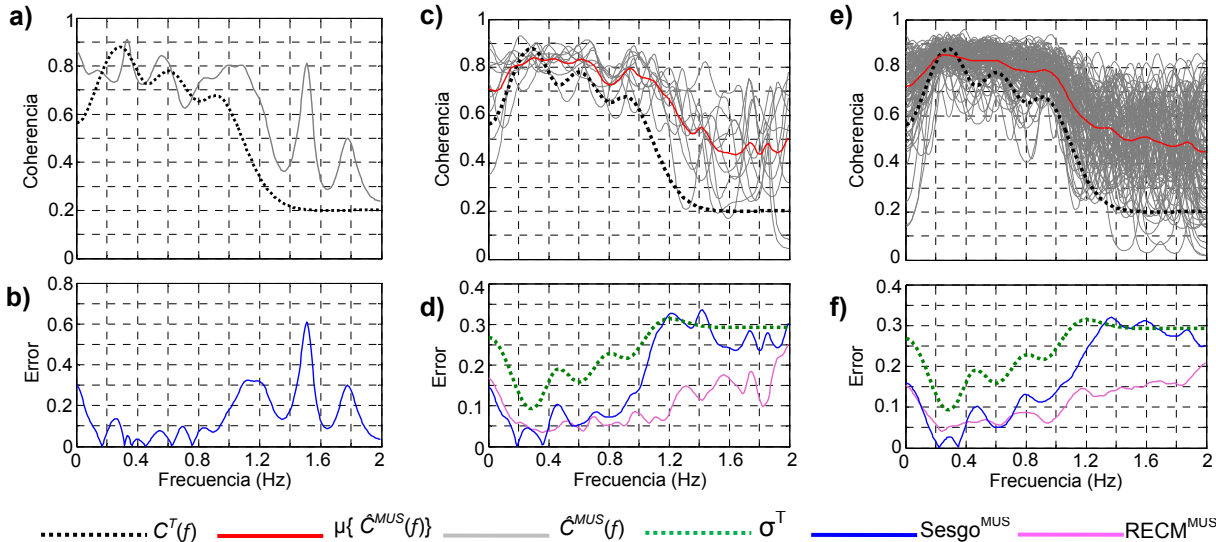


**Figura 8-2.** Funciones de coherencias superpuestas estimadas con ARM: **a)**  $\hat{C}^{ARM}(f)$  de una evaluación, **b)** sesgo de una evaluación, **c)**  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  de 10  $\hat{C}^{ARM}(f)$  evaluadas, **d)**  $\sigma^T$ ,  $RECM^{ARM}$  y  $Sesgo^{ARM}$  de 10 evaluaciones **e)**  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  de 100  $\hat{C}^{ARM}(f)$  evaluadas **f)**  $\sigma^T$ ,  $RECM^{ARM}$  y  $Sesgo^{ARM}$  de 100 evaluaciones.

### 8.2.3 Evaluación de la función de coherencia mediante el método MUSIC

La figura 8-3, muestra el espectro de coherencia teórico ( $\hat{C}^T(f)$ ), el resultado obtenido de la función de coherencia estimada con la técnica MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) para 1, 10 y 100 evaluaciones superpuestas, promedio ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ), similitud ( $Sesgo^{MUS}$ ) y variabilidad ( $RECM^{MUS}$ ). Puede observarse que la respuesta de la función de coherencia estimada muestra una oscilación suavizada y está muy próxima a  $\hat{C}^T(f)$  (Figura 8-3a), mostrándose un sesgo cercano a cero en el rango de frecuencia de

0.2 Hz a 0.8 Hz que es el área donde están las tres crestas (Figura 8-3b). Cuando se aumenta a 10 evaluaciones, puede apreciarse que el promedio de los espectros de coherencia estimados  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  se aleja de la  $\hat{C}^T(f)$  (Figura 8-3c), como se aprecia en el Sesgo<sup>MUS</sup> (Figura 8-3d); mientras que la variabilidad está alejada de la desviación estándar teórica ( $\sigma^T$ ). Para el caso de 100 evaluaciones (Figura 8-3e), el espectro de coherencia promedio estimado  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  está más suavizado que para 10 evaluaciones, proporcionando menor variabilidad (Figura 8-3f), pero aumentando el sesgo. Incluso el sesgo tiende a tener la forma de  $\sigma^T$ .

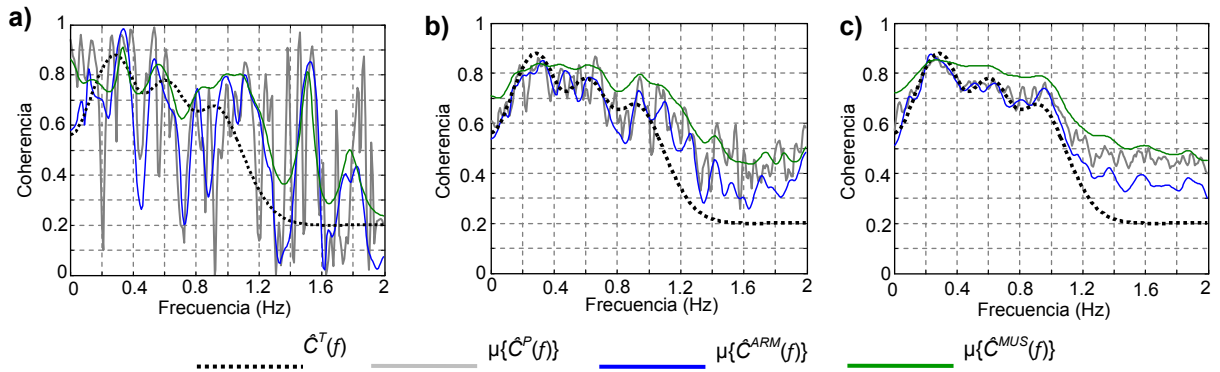


**Figura 8-3.** Funciones de coherencias superpuestas estimadas con MUSIC: **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)$  de una evaluación, **b)** sesgo de una evaluación, **c)**  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  de 10  $\hat{C}^{MUS}(f)$  evaluadas, **d)**  $\sigma^T$ ,  $RECM^{MUS}$  y  $Sesgo^{MUS}$  de 10 evaluaciones **e)**  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  de 100  $\hat{C}^{MUS}(f)$  evaluadas **f)**  $\sigma^T$ ,  $RECM^{MUS}$  y  $Sesgo^{MUS}$  de 100 evaluaciones.

### 8.2.4 Comparación de la función de coherencia teórica con la función de coherencia obtenida de los estimadores evaluados

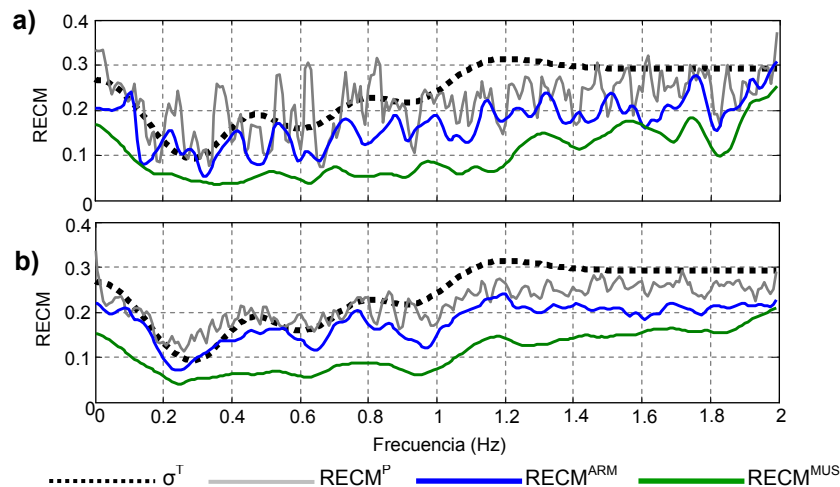
La figura 8-4, muestra el promedio de las funciones de coherencias estimadas para 1, 10 y 100 evaluaciones utilizando como estimadores los métodos de periodograma  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , ARM  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  y MUSIC  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  comparada con la función de coherencia teórica  $C^T(f)$ . Puede notarse, que cuando se tiene una evaluación, el periodograma  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  muestra mayor oscilación a lo largo de la frecuencia (Figura 8-4a), en tanto ARM  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  y MUSIC  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  presenta una oscilación más suavizada con respecto a  $C^T(f)$ . Para 10 evaluaciones, el promedio de MUSIC  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ , muestra un espectro de coherencia más suavizado, pero se aleja de la función de coherencia teórica  $C^T(f)$  (Figura 8-4b). Sin embargo, el promedio del periodograma  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  y ARM  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  se ajustan más a la  $C^T(f)$ . Al aumentar a 100 evaluaciones, el promedio del periodograma  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  y ARM  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , muestran menos oscilaciones a lo largo de la frecuencia, aunque el espectro estimado de ARM tiene más similitud con la función de coherencia teórica. Por otra parte en la figura 8-4b,c, se observa que por arriba de 1.2 Hz la respuesta de las funciones de coherencia estimada están alejadas de la  $\hat{C}^T(f)$ .





**Figura 8-4.** Promedios de las  $\hat{C}(f)$  contra la  $\hat{C}^T(f)$  de: **a)** 1 evaluación, **b)** 10 evaluaciones **c)** 100 evaluaciones, usando los métodos de periodograma, ARM y MUSIC.

La figura 8-5, exhibe la variabilidad mediante la raíz del error cuadrático medio de los espectros de coherencia estimados con el periodograma ( $RECM^P$ ), ARM ( $RECM^{ARM}$ ), MUSIC ( $RECM^{MUS}$ ) y la desviación estándar teórica ( $\sigma^T$ ) de 10 y 100 evaluaciones. Puede notarse, que para 10 evaluaciones (Figura 8-5a), la  $RECM^P$  y  $RECM^{ARM}$  siguen la trayectoria de la  $\sigma^T$ , presentando variabilidad en torno a ella. Sin embargo, la  $RECM^{MUS}$  muestra una respuesta más suavizada por debajo de las respuestas obtenidas con los otros dos métodos y de la  $\sigma^T$ . Cuando se emplean 100 evaluaciones (Figura 8-5b), puede notarse que la  $RECM^P$  y  $RECM^{ARM}$  se ajustan a la  $\sigma^T$  entre 0 y 1 Hz; mientras que la  $RECM^{MUS}$  se mantiene alejada, pero siguiendo la trayectoria de la  $\sigma^T$ . Solo alrededor de 0.28 Hz, la respuesta de las funciones de coherencia evaluadas presentan una menor variabilidad cercana a la  $\sigma^T$ .



**Figura 8-5.** Desviación estándar teórica ( $\sigma^T$ ) y raíces del error cuadrático medio (RECM) de las funciones de coherencia con: **a)** 10 evaluaciones, **b)** 100 evaluaciones, usando los estimadores de periodograma, ARM y MUSIC.

En la figura 8-6, se presenta la respuesta del sesgo que se obtiene de los espectros de coherencia promedio estimados con el periodograma ( $Sesgo^P$ ), ARM ( $Sesgo^{ARM}$ ) y MUSIC ( $Sesgo^{MUS}$ ) frente a la  $C^T(f)$ , para 1, 10 y 100 evaluaciones. Puede observarse, que el  $Sesgo^P$  para una evaluación (Figura 8-6a) es muy variable exhibiendo picos en todo el ancho de banda de 2 Hz, a diferencia del  $Sesgo^{ARM}$  que muestra menor oscilación, mientras que el  $Sesgo^{MUS}$  presenta una respuesta más suave. Al aumentar el número de evaluaciones a 10 (Figura 8-6b), el sesgo que presentan la respuesta de las funciones de coherencia promedio con los tres métodos disminuye, teniendo más parecido con la  $C^T(f)$  en el rango de frecuencia de 0 a 1 Hz; pero arriba de 1 Hz el sesgo que presentan las funciones de coherencia, tienden a

confirmar más la desigualdad que presentan con respecto a la  $\hat{C}^T(f)$  (Figura 8-4b). Lo anterior queda confirmado cuando se aumenta a 100 el número de evaluaciones (Figura 8-6c). Puede observarse que, entre 0 y 1 Hz el Sesgo<sup>P</sup> y Sesgo<sup>ARM</sup> tienen una respuesta parecida. Sin embargo, por encima de 1 Hz, el Sesgo<sup>ARM</sup> es menor que los otros dos métodos. El Sesgo<sup>MUS</sup> solo tienen similitud entre 0.2 y 0.4 Hz, por encima de estas frecuencias tiende a aumentar, pero con mucho menos oscilaciones en tanto que, el Sesgo<sup>P</sup> y Sesgo<sup>ARM</sup> presentan oscilaciones a lo largo de la ventana de análisis, siendo mayor la oscilación en el Sesgo<sup>P</sup>. No obstante, después de 1 Hz, el Sesgo<sup>MUS</sup> es mayor que el obtenido con los otros dos métodos.

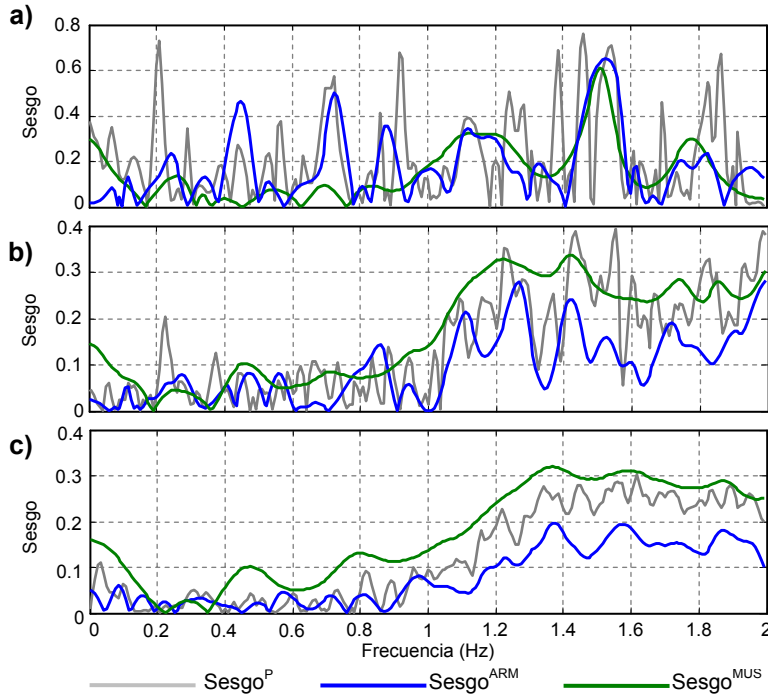


Figura 8-6. Promedio del sesgo entre la  $C^T(f)$  y las funciones de coherencia estimadas, a) 1 evaluación, b) 10 evaluaciones, c) 100 evaluaciones obtenidos de la evaluación del periodograma, ARM y MUSIC.

8.2.5 Errores en la estimación de la señal teórica

En este apartado, se resumen los parámetros de errores obtenido de los resultados de la función de coherencia estimada con los métodos del periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), para 1, 10 y 100 evaluaciones, tomando como patrón de referencia para el estudio, a la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) (apartado 6.6.2.1). El sesgo determina la similitud entre el espectro de coherencia estimado y el espectro teórico; asimismo la variabilidad en cada estimador se obtiene mediante la raíz del error cuadrático medio (RECM). Además, se presenta el sesgo y la RECM en 0.28 Hz, que es donde se logra la amplitud más alta de la primera cresta, al igual que el sesgo y RECM máximo alcanzado por el espectro de coherencia estimado como los tres métodos.

La Tabla 8-1 muestra el sesgo que se obtiene de la comparación del espectro de coherencia teórico  $C^T(f)$  contra el espectro de coherencia estimado con el periodograma, ARM y MUSIC para 1 evaluación de datos. Puede verse, que el mayor sesgo en la frecuencia de 0.28 Hz (Sesgo<sup>0.28</sup>), es obtenido con el periodograma (0.135), y el más pequeño con MUSIC (0.047). Sin embargo, el valor más pequeño de sesgo máximo del espectro de coherencia (Sesgo<sub>max</sub>) se logra con MUSIC. Por otra

parte, el espectro de coherencia que muestra más similitud con el espectro de coherencia teórico es el obtenido con el estimador MUSIC ( $0.153 \pm 0.124$ ).

**Tabla 8-1.** Parámetros promedio y desviación estándar del sesgo, sesgo máximo y su sesgo en  $f=0.28$  Hz para una evaluación, obtenidos entre la  $C^T(f)$  y la función de coherencia estimada con el periodograma, ARM y MUSIC.

N=240 Ev=1	Sesgo <sup>0.28</sup>	Sesgo <sub>max</sub>	Sesgo $\mu \pm \sigma$
$\hat{C}^P(f)$	0.135	0.762	0.219±0.184
$\hat{C}^{ARM}(f)$	0.047	0.651	0.179±0.148
$\hat{C}^{MUS}(f)$	0.116	0.610	0.153±0.124

En la Tabla 8-2, se presentan los parámetros de similitud (Sesgo) y variabilidad (RECM) promedio de la respuesta de la función de coherencia de 10 evaluaciones estimada con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ). Para este caso se observa que en 0.28 Hz, el menor sesgo (Sesgo<sup>0.28</sup>= 0.042) y RECM (RECM<sup>0.28</sup>= 0.043) se logra con  $\hat{C}^{MUS}(f)$ . Además, la  $\hat{C}^P(f)$  muestra el valor máximo de sesgo (Sesgo<sub>max</sub>=0.392) y RECM (RECM<sub>max</sub>=0.372) en el ancho de ventana analizado. Por otra parte, el espectro promedio de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  presenta una mayor similitud ( $0.094 \pm 0.072$ ) con el espectro de coherencia teórico  $C^T(f)$ . Pero la menor variabilidad del espectro de coherencia estimado se obtiene con  $\hat{C}^{MUS}(f)$  ( $0.109 \pm 0.032$ ).

**Tabla 8-2.** Parámetros promedio y desviación estándar del Sesgo, RECM, Sesgo<sub>max</sub>, RECM<sub>max</sub>, Sesgo y RECM en 0.28 Hz para 10 evaluación obtenidas entre la  $C^T(f)$  y las función de coherencia estimada con el periodograma, ARM y MUSIC.

N=240 Ev=10	Sesgo <sup>0.28</sup>	RECM <sup>0.28</sup>	Sesgo <sub>max</sub>	RECM <sub>max</sub>	Sesgo $\mu \pm \sigma$	RECM $\mu \pm \sigma$
$\hat{C}^P(f)$	0.056	0.124	0.392	0.372	0.142±0.109	0.224±0.016
$\hat{C}^{ARM}(f)$	0.077	0.114	0.282	0.308	0.094±0.072	0.175±0.025
$\hat{C}^{MUS}(f)$	0.042	0.043	0.336	0.252	0.171±0.106	0.109±0.032

En la Tabla 8-3, se recogen los parámetros de sesgo y variabilidad (RECM) de los espectros de coherencia promedio de 100 evaluaciones, estimados con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ). Puede observarse, que en 0.28 Hz que es donde la cresta tiene más amplitud,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  presenta un valor de sesgo similar (Sesgo<sup>0.28</sup>=0.26), en esta misma frecuencia la  $\hat{C}^P(f)$  muestra un mayor valor de RECM (RECM<sup>0.28</sup>=0.148). El menor valor de sesgo máximo se obtiene con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Sesgo<sub>max</sub>=0.197), en tanto que el menor valor de RECM máximo se logra con la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (RECM<sub>max</sub>=0.209). La mayor asociación de similitud la exhibe  $\hat{C}^{ARM}(f)$  ( $0.080 \pm 0.062$ ) y la menor variabilidad de los espectros de coherencia se obtiene con  $\hat{C}^{MUS}(f)$  ( $0.115 \pm 0.032$ ).

**Tabla 8-3.** Parámetros promedio y desviación estándar del Sesgo, RECM, Sesgo<sub>max</sub>, RECM<sub>max</sub>, Sesgo y RECM en 0.28 Hz para 100 evaluación obtenidas entre la  $C^T(f)$  y las función de coherencia estimada con el periodograma, ARM y MUSIC.

N=240 Ev=100	Sesgo <sup>0.28</sup>	RECM <sup>0.28</sup>	Sesgo <sub>max</sub>	RECM <sub>max</sub>	Sesgo $\mu \pm \sigma$	RECM $\mu \pm \sigma$
$\hat{C}^P(f)$	0.028	0.148	0.301	0.336	0.124±0.104	0.223±0.016
$\hat{C}^{ARM}(f)$	0.026	0.090	0.197	0.241	0.080±0.062	0.182±0.022
$\hat{C}^{MUS}(f)$	0.026	0.050	0.320	0.209	0.173±0.104	0.115±0.032

### 8.3 Estimación de la función de coherencia de señales simuladas mediante métodos no paramétricos y paramétricos

En el apartado anterior se mostró que la función de coherencia estimada con ARM tiene mejor similitud de respuesta con la función de coherencia teórica. Aunque el periodograma muestra una buena respuesta siguiendo a la forma de la función de coherencia teórica entre 0 y 1 Hz, el espectro de coherencia muestra mucha oscilación a lo largo de la frecuencia y presenta un mayor sesgo después de 1 Hz. En la función de coherencia estimada con MUSIC, se observó que se tiene una menor variabilidad, pero muestra mayor sesgo al alejarse del espectro de coherencia teórico.

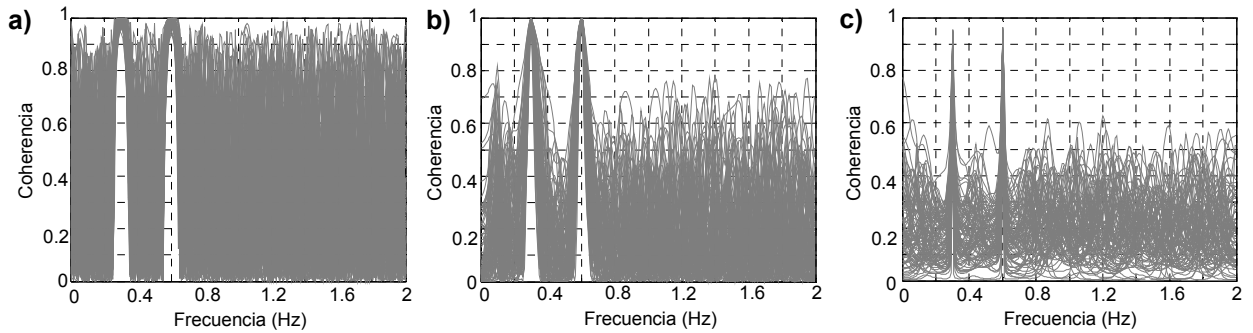
En este apartado, se muestra la estimación de la función de coherencia mediante el empleo de las técnicas del periodograma, autoregresivo multivariante y MUSIC, aplicadas a señales simuladas. Para ello se emplearon dos funciones senoidales (apartado 6.6.2), en ambas se emplearon frecuencias que simulan la onda lenta ( $f_1$ ), y a su primer armónico ( $f_2$ ). Una de las funciones simulará condiciones de superficie abdominal con una amplitud  $A_1 = 1$  y amplitudes  $A_2$  y  $A_3$  que se elegirán con valores diferentes, de acuerdo al estudio a realizar. La tercera componente representará a la respiración ( $f_3=0.45$  Hz), y se empleó para analizar el efecto en la respuesta de la función de coherencia cuando una componente de frecuencia solo existe en la señal que representa a la señal del EEnG de superficie abdominal y no en la señal interna. La señal externa tendrá fases aleatorias en cada componente senoidal. La función se evaluó para una relación señal-ruido interna ( $SNR_i$ ) de 60 dB y distintos valores de relaciones señal-ruido externas ( $SNR_e$ ) de 5 dB, 15 dB y 30 dB.

#### 8.3.1 Efecto del ruido en las funciones de coherencia estimada

El uso de señales simuladas, se empleó para determinar cómo afecta el ruido a la función de coherencia con los diferentes estimadores, evaluando el resultado de la función de coherencia en  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz con amplitudes de  $A_1=1$ ;  $A_2=1$  y  $SNR_i=60$  dB y  $SNR_e=5$  dB, 15 dB, 30 dB.

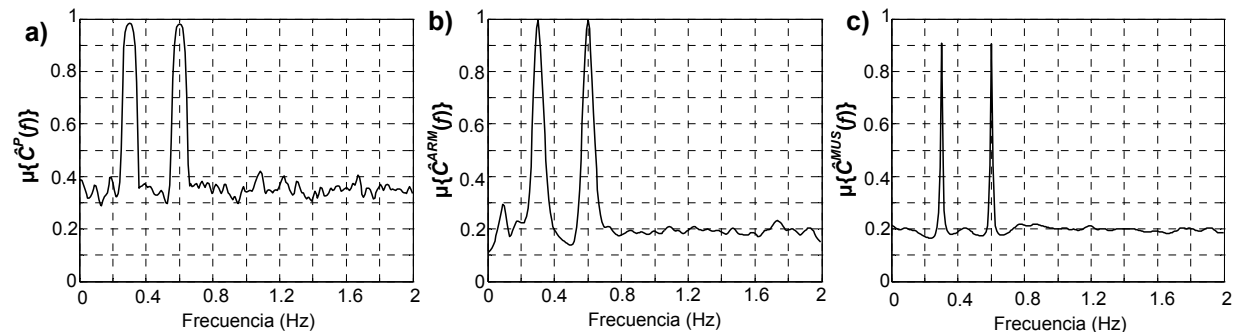
En la figura 8-7, se muestran la  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  de 100 evaluaciones superpuestas, para el primer caso, obtenidas de la señal simulada con amplitudes unitarias y frecuencia de onda lenta en  $f_1=0.3$  Hz, frecuencia del primer armónico  $f_2=0.6$  Hz y una  $SNR_i$  de 60 dB, mientras que en la señal externa la  **$SNR_e$  es de 5 dB** con componentes de frecuencia iguales, pero con diferente fase. Puede observarse, que el resultado de  $\hat{C}^P(f)$  (Figura 8-7a), genera múltiples oscilaciones en todo el rango de frecuencias con valores de coherencia cercanas a las componentes obtenidas en 0.3 Hz y 0.6 Hz, causando que las componentes de frecuencia de interés queden inmersas en el solapado de las 100 evaluaciones. Sin embargo, en la superposición de las respuestas de coherencia de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Figura 8-7b), puede verse que los valores de coherencia de los picos de las oscilaciones en la ventana de análisis que no son de interés, están por debajo de 0.8, lo que permite que las componentes de frecuencia en 0.3 Hz y 0.6 Hz sobresalgan, evitando una posible confusión.

Por otra parte, puede notarse que la respuesta de  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-7c), proporciona coherencias en componentes que no son de interés por debajo de 0.7, permitiendo que los valores de coherencia en 0.3 Hz y 0.6 Hz se distingan del resto de picos del rango de frecuencias. Además, se obtiene picos de ancho de banda más angosto en donde se ubican las frecuencias de interés. Sin embargo, los valores de coherencia en las componentes de 0.3 Hz y 0.6 Hz en las 100 evaluaciones están en torno a 0.9, siendo menores a los resultados obtenidos con las otras dos métodos.



**Figura 8-7.** Funciones de coherencias de 100 evaluaciones solapadas, obtenidos con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2= 0.6$  Hz y  $SNR_i= 60$  dB,  $SNR_e= 5$  dB estimada con: **a)** periodograma, **b)** ARM, **c)** MUSIC.

La figura 8-8 exhibe las funciones de coherencia promedio estimadas con el periodograma ( $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ ), ARM ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) y MUSIC ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ) de las funciones de coherencia de la figura 8-7, puede observarse que las respuestas promedio proporciona con claridad la ubicación de las componentes de frecuencia en cada uno de los métodos de estimación empleados. En la figura 8-8a se muestra que la  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , inicia con una coherencia base de 0.4 y desde este valor realiza la detección de las dos componentes senoidales en  $f = 0.3$  Hz y  $f = 0.6$  Hz con un valores de  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  de 0.982 y 0.982 respectivamente. Por otra parte, la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (Figura 8-8b) comienza con un valor de coherencia base en 0.2, obteniéndose una  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  de 0.995 en 0.3 Hz y 0.995 en 0.6 Hz. La  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (Figura 8-8c) proporciona una respuesta más selectiva en las frecuencias de las dos componentes simuladas y del mismo modo que  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , también la respuesta tiene una coherencia base inicial de 0.2. Sin embargo, los valores de coherencia obtenidos en 0.3 Hz y 0.6 Hz son 0.896 y 0.897 respectivamente, que son menores a los conseguidos por los otros dos métodos.



**Figura 8-8.** Funciones de coherencias promedio con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2= 0.6$  Hz y  $SNR_i= 60$  dB,  $SNR_e= 5$  dB, **a)**  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , **b)**  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , **c)**  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ .

La Tabla 8-4 muestra la RECM, entre la función de coherencia estimada con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) y la función de coherencia promedio de 100 evaluaciones de cada método, así como el valor de coherencia en las frecuencias  $f_1= 0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz, para diferentes  $SNR_e$  (5 dB, 15 dB, 30 dB), para un segmento de 240 datos (ver apartado 6.6.2.2). Puede observarse, que el RECM obtenido de cada una de las funciones de coherencia estimadas con los tres métodos, no presenta diferencias significativas al aumentar la  $SNR_e$ . Si bien, al igual que se observó en el apartado anterior, el periodograma es el método que más variabilidad presenta, seguido del ARM y finalmente MUSIC. También puede apreciarse, que los valores de coherencia en las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz con una  $SNR_e=5$  dB, presenta diferencias significativas en la respuestas obtenidas con  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{ARM}(f)$  al usar  $SNR_e=15$  dB y 30 dB. Sin embargo, la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  no muestran diferencias significativas para los distintos valores de  $SNR_e$ .

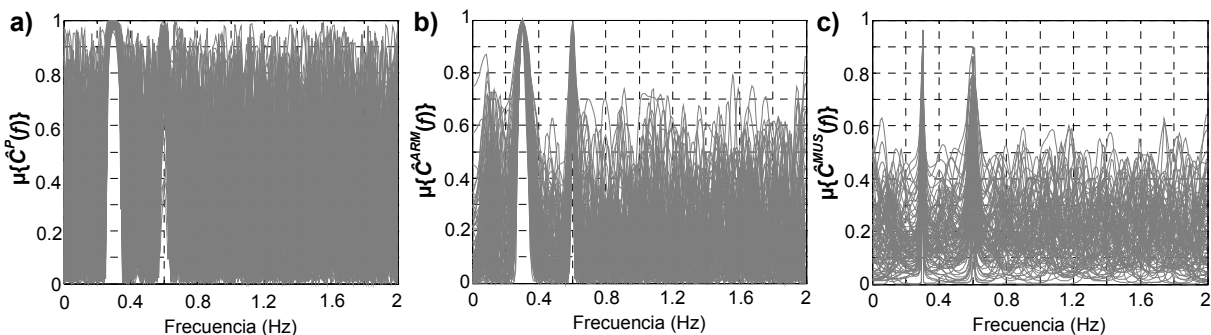
**Tabla 8-4.** Parámetros del promedio y la desviación típica de la RECM de la función de coherencia estimada con  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$ ,  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  y el valor de coherencia promedio de 100 evaluaciones. La función de coherencia de las señales, es evaluada con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB, 15 dB, 30 dB.

SNR <sub>e</sub>	(μ±σ)		RECM	$\hat{C}(0.3 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.6 \text{ Hz})$
	N=240	EV=100			
5 dB	$\hat{C}^P(f)$		0.230±0.016	0.982±0.012	0.982±0.013
	$\hat{C}^{ARM}(f)$		0.144±0.021	0.995±0.003	0.995±0.003
	$\hat{C}^{MUSIC}(f)$		0.106±0.023	0.896±0.072	0.897±0.093
15 dB	$\hat{C}^P(f)$		0.224±0.016	0.994±0.005	0.993±0.005
	$\hat{C}^{ARM}(f)$		0.145±0.017	0.998±0.001	0.998±0.001
	$\hat{C}^{MUSIC}(f)$		0.106±0.023	0.906±0.086	0.902±0.091
30 dB	$\hat{C}^P(f)$		0.228±0.014	0.994±0.005	0.994±0.004
	$\hat{C}^{ARM}(f)$		0.143±0.020	0.998±0.001	0.998±0.001
	$\hat{C}^{MUSIC}(f)$		0.107±0.020	0.894±0.097	0.894±0.121

**8.3.2 Efecto de la amplitud de las señales en las funciones de coherencia**

Para analizar el posible efecto de las amplitudes de las señales sobre los valores de coherencia, la función de coherencia estimada con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ), se evaluó sobre señales que simulan las condiciones del EEnG interno con senoidales de frecuencia  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz que son asociadas a la onda lenta y su primer armónico, utilizando una  $SNR_i$  de 60 dB y la señal que representa al registro de superficie abdominal conteniendo dos senoidales con amplitud y frecuencia  $A_1=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz respectivamente con una  $SNR_e$  de 5 dB y  $f_2=0.6$  Hz. La amplitud  $A_2$  para este análisis se fue variando en 0.2 y 5.

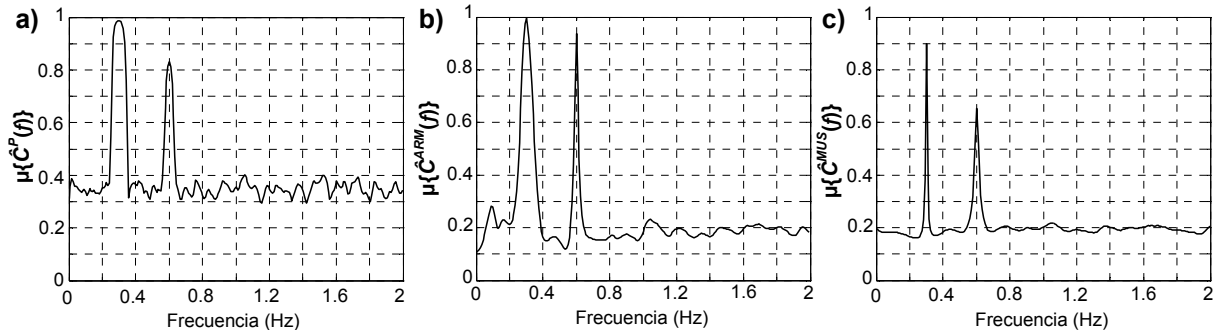
En la figura 8-9, se muestran la  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  de 100 evaluaciones solapadas, obtenidas de las señales senoidales simuladas externas e internas con frecuencias  $f_1 = 0.3$  Hz,  $f_2 = 0.6$  Hz con una  $SNR_i$  de 60 dB y amplitudes en la señal externa  $A_1 = 1$ ,  $A_2 = 0.2$  con una  $SNR_e$  de 5 dB. Puede observarse en la figura 8-9a, que la componente en 0.6 Hz, está inmersa en las múltiples oscilaciones de los picos de coherencia de  $\hat{C}^P(f)$ . Sin embargo para  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  (Figura 8-9b,c), se aprecia que los valores de coherencia estimados en las componentes de 0.3 Hz y 0.6 Hz, están por arriba del resto de los picos de valores de coherencia que están oscilando a lo largo de las frecuencias, distinguiéndose a simple vista.



**Figura 8-9.** Funciones de coherencias de 100 evaluaciones solapadas con  $A_1=1$ ,  $A_2=0.2$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB estimada con: **a)** periodograma, **b)** ARM, **c)** MUSIC.

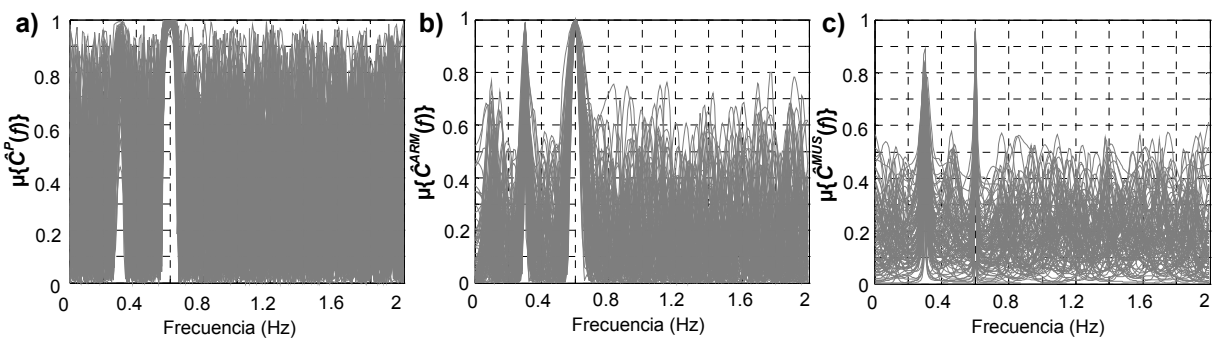
La figura 8-10, muestra las funciones de coherencia promedio de  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ ,  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  y  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  de la figura 8-9. Puede verse en la figura 8-10a, que solo

mediante la  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  se visualiza la componente de 0.6 Hz en comparación a la figura 8-9a. Mientras que en la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  y  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  se reafirma lo que se mostró en la figura 8-9b,c. También puede observarse que el resultado de las funciones de coherencia promedio obtenido con las tres técnicas presentan variación en la amplitud de la componente de frecuencia de 0.6 Hz y un ancho de banda del pico diferente al obtenido en 0.3 Hz, siendo menos afectada la función de coherencia estimada con ARM.



**Figura 8-10.** Funciones de coherencia promedio con  $A_1=1$ ,  $A_2=0.2$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB : a)  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , b)  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , c)  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ .

En la figura 8-11, se exhibe la  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  de 100 evaluaciones solapadas, obtenidas de las señales senoidales simuladas externas e internas con frecuencias  $f_1 = 0.3$  Hz,  $f_2 = 0.6$  Hz con una  $SNR_i$  de 60 dB y amplitudes en la señal externa  $A_1 = 1$ ,  $A_2 = 5$  con una  $SNR_e$  de 5 dB. Puede apreciarse en la  $\hat{C}^P(f)$  (Figura 8-11a), que pasa el efecto contrario al mostrado en la figura 8-9a, es decir, al aumentar la amplitud en  $A_2$ , ahora la componente que queda inmersa en las oscilaciones de picos no deseados de la ventana de análisis es la componente de 0.3 Hz. En tanto que para  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-9b,c), puede verse que los valores de coherencia estimados en las componentes de 0.3 Hz y 0.6 Hz, nuevamente están por arriba del resto de los picos de valores de coherencia que oscilan a lo largo de las frecuencias, identificándose las concentraciones de picos a simple vista.



**Figura 8-11.** Funciones de coherencias de 100 evaluaciones solapadas con  $A_1=1$ ,  $A_2=5$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB estimada con: a) periodograma, b) ARM, c) MUSIC.

La figura 8-12, muestra el promedio y desviación típica de las amplitudes de los valores de coherencia obtenida en las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz de 100 evaluaciones utilizando  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  con  $A_1=1$ ,  $f_1 = 0.3$  Hz y  $f_2 = 0.6$  Hz con  $SNR_i$  de 60 dB y  $SNR_e$  de 5 dB. El valor de la amplitud  $A_2$  de la componente de 0.6 Hz, es el único valor que ha cambiado y toma el valor de 5. Puede notarse que la amplitud del valor de coherencia en la frecuencia de 0.3 Hz es menor al obtenido en la frecuencia de 0.6 Hz en la evaluación de las tres técnicas.

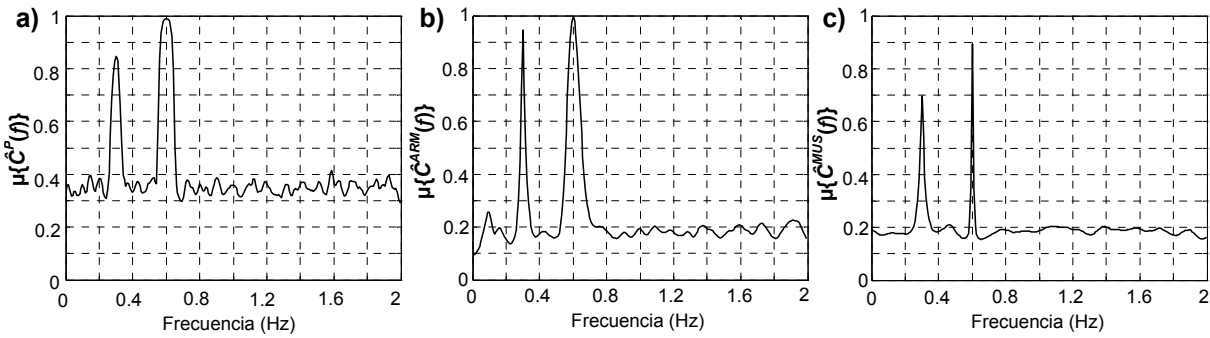


Figura 8-12. Funciones de coherencia promedio con  $A_1=1$ ,  $A_2=5$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB : a)  $\mu\{C^P(f)\}$ , b)  $\mu\{C^{ARM}(f)\}$ , c)  $\mu\{C^{MUS}(f)\}$ .

En la Tabla 8-5 puede observarse que las amplitudes en las componentes de interés cambian de acuerdo al valor de magnitud que tenga  $A_2$  (ver apartado 6.6.2.2). Cuando las amplitudes son unitarias ( $A_1 = A_2 = 1$ ), las amplitudes de las coherencias obtenidas con las funciones de coherencia estimada con las tres técnicas, tienen valores de amplitud similares en las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz. Al disminuir el valor de amplitud de la componente de 0.6 Hz, se observa que el valor promedio de las funciones de coherencia en esa frecuencia disminuye con los 3 métodos de estimación; siendo este cambio menos notorio con la técnica ARM. También la coherencia en la componente de 0.3 Hz aumenta ligeramente. Análogamente, al aumentar el valor de  $A_2$  respecto a  $A_1$ , la coherencia en 0.6 Hz aumenta ligeramente, disminuyendo considerablemente para la componente de 0.3 Hz, siendo de nuevo menos notorio este descenso con la técnica ARM.

Tabla 8-5. Parámetros del promedio y la desviación estándar de los valores de coherencia de  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$ ,  $\hat{C}^{MUS}(f)$  en las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz, para de 100 evaluaciones. La función de coherencia de las señales, es evaluada con  $A_1=1$ , y  $A_2=$  con valores de 1, 0.2 y 5,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB.

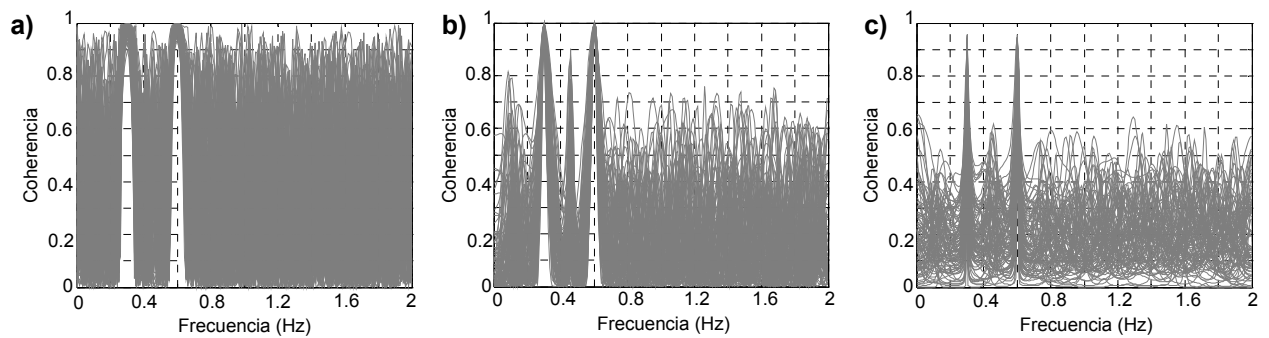
EV=100 N=240 SNR <sub>e</sub> = 5 dB ( $\mu \pm \sigma$ )	Amplitud ( $A_2 = 1$ )		Amplitud ( $A_2 = 0.2$ )		Amplitud ( $A_2 = 5$ )	
	$\hat{C}(0.3 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.6 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.3 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.6 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.3 \text{ Hz})$	$\hat{C}(0.6 \text{ Hz})$
$\hat{C}^P(f)$	0.982±0.012	0.982±0.013	0.988±0.008	0.832±0.129	0.874±0.109	0.989±0.009
$\hat{C}^{ARM}(f)$	0.995±0.003	0.995±0.003	0.997±0.002	0.937±0.055	0.945±0.054	0.997±0.002
$\hat{C}^{MUS}(f)$	0.896±0.072	0.897±0.093	0.899±0.083	0.655±0.140	0.697±0.118	0.894±0.110

### 8.3.3 Efecto de la respiración en las funciones de coherencia

Para evaluar el efecto de la respiración en la respuesta de la función de coherencia estimada con el periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), se utilizaron señales senoidales que simularan las condiciones del EEnG interno con frecuencias  $f_1=0.3$  Hz y  $f_2=0.6$  Hz que representan a la señal de la onda lenta y su primer armónico, con una  $SNR_i$  de 60 dB, en tanto la señal que representa al registro de superficie abdominal, contiene tres senoidales con amplitudes y frecuencias  $A_1=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz y  $A_2=1$ ,  $f_2=0.6$ , la tercera componente simulará la señal de interferencia de respiración con amplitud  $A_3$  y  $f_3=0.45$  Hz, con una  $SNR_e$  de 5 dB. La amplitud  $A_3$ , en este análisis, se fue variando con valores de 0, 1 y 0.6, para determinar en qué medida la amplitud de la componente en 0.45 Hz, se hace presente en la respuesta de la función de coherencia estimada con las tres técnicas y determinar que método presenta una menor o mayor afectación a componentes de frecuencias que pueden presentarse en los registros de superficie abdominal del EEnG.

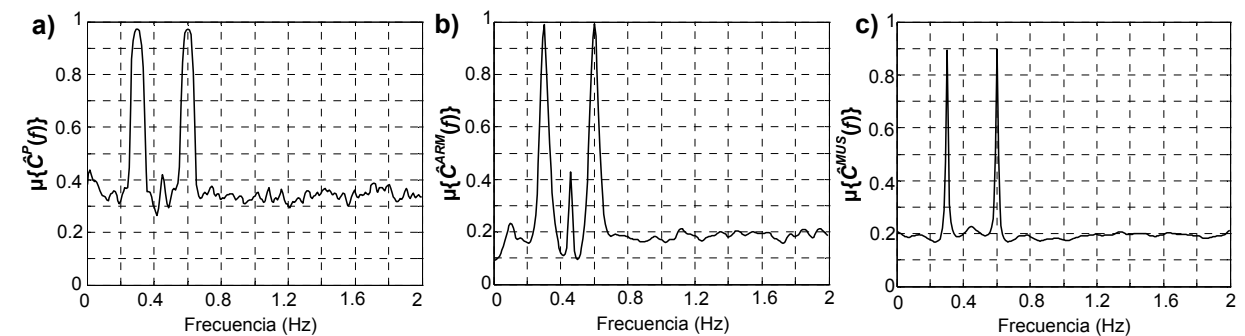


La figura 8-13 muestra la respuesta de las funciones de coherencia estimadas con  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  de 100 evaluaciones solapadas; obtenidas con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $A_3=1$  y frecuencias  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y una  $SNR_i$  de 60 dB, mientras que la  $SNR_e$  es de 5 dB. Se aprecia, que en todas las funciones de coherencia se localizan las dos componentes senoidales, pero solo en la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-13b,c), pueden verse tres concentraciones de picos, donde dos de ellas pertenecen a la frecuencia de interés y la otra correspondería a la componente de respiración. Puede observarse que el pico en 0.45 Hz es más notorio en la figura 8-13b, debido a que los valores de coherencia en esta componente están por arriba de 0.8 Hz, mientras que en la  $\hat{C}^P(f)$  (Figura 8-13a) y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-13c), la componente de frecuencia asociada a la respiración se confunde con el resto de las oscilaciones de la señal no deseada al estar embebida.



**Figura 8-13.** Funciones de coherencias de 100 evaluaciones solapadas con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $A_3=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB estimada con: a) periodograma, b) ARM, c) MUSIC.

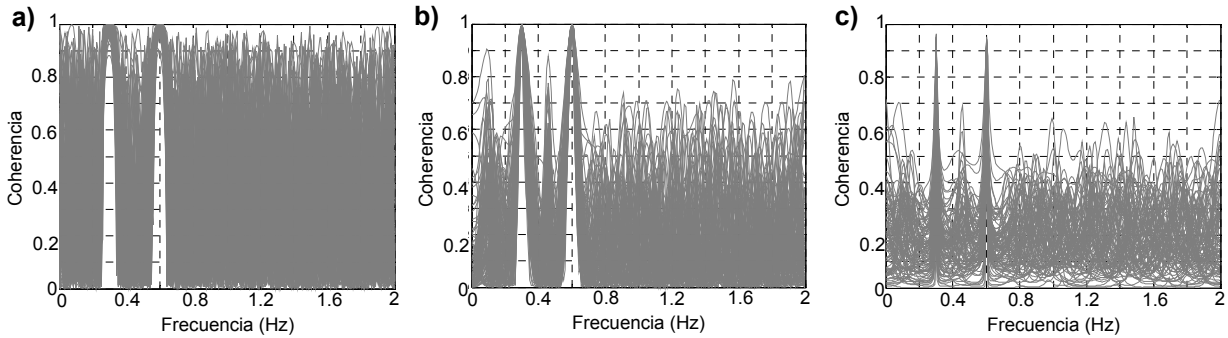
La Figura 8-14 muestra las  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ ,  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  y  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  de las  $\hat{C}(f)$  de la figura 8-13. Puede verse que, tanto en  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$  y  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  aparece un valor de coherencia promedio de 0.421 y 0.431 respectivamente en 0.45 Hz, que es la componente de frecuencia asociada a la respiración. Sin embargo, la respuesta con la  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  muestra un valor de 0.240, esto indicaría que es menos sensible a la interferencia de respiración.



**Figura 8-14.** Funciones de coherencia promedio con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $A_3=1$ ,  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB : a)  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , b)  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , c)  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ .

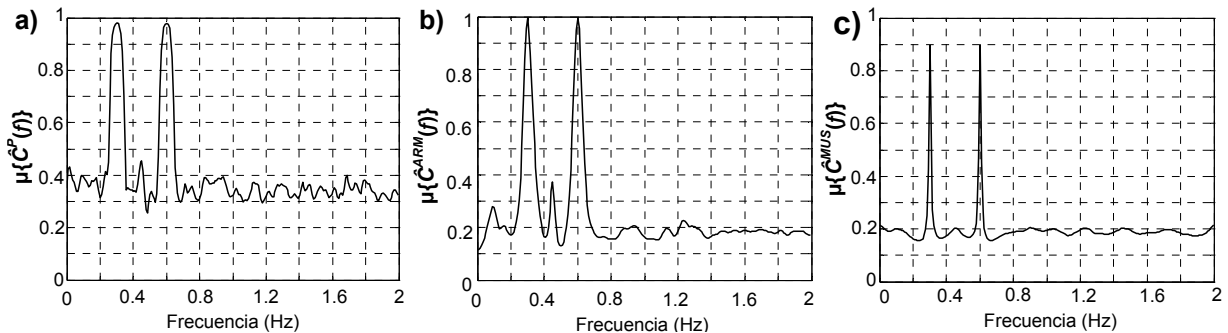
En la figura 8-15 se muestra 100 evaluaciones solapadas del resultado obtenido con las  $\hat{C}^P(f)$ ,  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , obtenidas con  $A_1=1$ ,  $A_2=1$ ,  $A_3=0.6$  y frecuencias  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y una  $SNR_i$  de 60 dB, mientras que la  $SNR_e$  es de 5 dB. Puede observarse, que la componente de frecuencia de 0.45 Hz, nuevamente queda inmersa en la  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , puesto que los valores de coherencia de los picos que oscilan en la ventana de análisis, tienen amplitudes similares o mayores al valor de coherencia de la señal de respiración. Mientras que en la  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , los valores de

coherencia en 0.45 Hz son mayores al resto de los picos que no corresponden a las frecuencia de interés.



**Figura 8-15.** Funciones de coherencias de 100 evaluaciones solapadas con  $A_1=1, A_2=1, A_3=0.6, f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB: **a)**  $\hat{C}^P(f)$  y  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , **b)**  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)$  y  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ .

En la figura 8-16 se muestra las coherencias promedio de la figura 8-15. Puede notarse que en la respuestas de la función de coherencia promedio estimada con MUSIC en 0.45 Hz ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\} = 0.270$ ), apenas se alcanza a ver un pico que correspondería al de respiración (Figura 8-16c), el cual se confunde entre los valores de coherencia base en torno a 0.2; mientras que el valor de coherencia promedio estimado con el periodograma ( $\mu\{\hat{C}^P(f)\} = 0.455$ ) en 0.45 Hz, tiene un valor que rebasa el valor de coherencia base alrededor de 0.35 (Figura 8-16b), al igual que el valor de la función de coherencia promedio estimada con ARM ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\} = 0.373$ ) en 0.45 Hz, es mayor que el valor de coherencia base de 0.2.



**Figura 8-16.** Funciones de coherencia promedio con  $A_1=1, A_2=1, A_3=0.6, f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz,  $f_3=0.45$  Hz y  $SNR_i = 60$  dB,  $SNR_e = 5$  dB : **a)**  $\mu\{\hat{C}^P(f)\}$ , **b)**  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , **c)**  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ .

La Tabla 8-6, recoge los promedios, desviación típica y porcentaje del valor de la respuesta de la funciones de coherencia de la señal de respiración en la frecuencia  $f_3=0.45$  Hz de 100 evaluaciones, usándose en la evaluación de las señales  $A_1=1, A_2=1$  y  $A_3$  con valores de amplitud de 0, 1 y 0.6 con frecuencias  $f_1=0.3$  Hz,  $f_2=0.6$  Hz con  $SNR_i$  de 60 dB y  $SNR_e$  de 5 dB (ver apartado 6.6.2.2). Puede observarse que cuando  $A_3=0$ , no existe la señal que simula a la respiración. Sin embargo, el valor base de las funciones de coherencia evaluados con los métodos del periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), presenta un valor inicial en  $\hat{C}^P(0.45 \text{ Hz}) = 1\%$ ,  $\hat{C}^{ARM}(0.45 \text{ Hz}) = 10\%$  y  $\hat{C}^{MUS}(0.45 \text{ Hz}) = 2\%$ . Al variar el valor de  $A_3=1$  y 0.6, se aprecia que la amplitud del valor del pico en 0.45 Hz obtenido con  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , presenta el porcentaje más elevado que con las otras dos técnicas. En tanto que el porcentaje que produce la respuesta de  $\hat{C}^P(f)$  es más baja.

**Tabla 8-6.** Parámetros promedio, desviación estándar y porcentaje de la amplitud de las funciones de coherencias de la componente asociada a la respiración en  $f_3=0.45$  Hz de 100 evaluaciones con  $SNR_i = 60$  dB y  $SNR_e = 5$  dB con  $A_1 = 1$ ,  $A_2 = 1$ , variando el valor de amplitud  $A_3$  en 0, 1 y 0.6.

EV=100 N=240 SNR <sub>e</sub> = 5 dB ( $\mu \pm \sigma$ )	Amplitud ( $A_3=0$ )		Amplitud ( $A_3=1$ )		Amplitud ( $A_3=0.6$ )	
	$\hat{C}(0.45 \text{ Hz})$	%	$\hat{C}(0.45 \text{ Hz})$	%	$\hat{C}(0.45 \text{ Hz})$	%
$\hat{C}^P(f_3)$	0.350±0.223	1	0.421±0.264	19	0.455±0.255	25
$\hat{C}^{ARM}(f_3)$	0.168±0.130	10	0.431±0.240	58	0.373±0.450	51
$\hat{C}^{MUS}(f_3)$	0.197±0.121	2	0.240±0.146	21	0.270±0.134	29

#### 8.4 Estimación de la función de coherencia de la señal del EEnG

Una vez obtenidos los resultados para el análisis de señales teóricas y simuladas; cabe aclarar que la función de coherencia estimada con el periodograma solo se empleó para tener una referencia que sirviera para contrastar los resultados de las funciones de coherencia estimadas con ARM y MUSIC, por lo que en este apartado solo se emplearán las funciones de coherencia estimadas con ARM y MUSIC, que son las funciones de interés y objetivo de esta tesis (apartado 6.6).

Las señales utilizadas en este apartado corresponden al electroenterograma (EEnG) de 5 perros en estado de ayuno. Para el análisis del EEnG se empleará la función de coherencia que será estimada con las técnicas ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ). Para la evaluación de cada técnica, se emplearon 10 sesiones de registros con 1 punto de medición en la superficie abdominal y 6 puntos de registros internos (ver apartado 6.6.2.3).

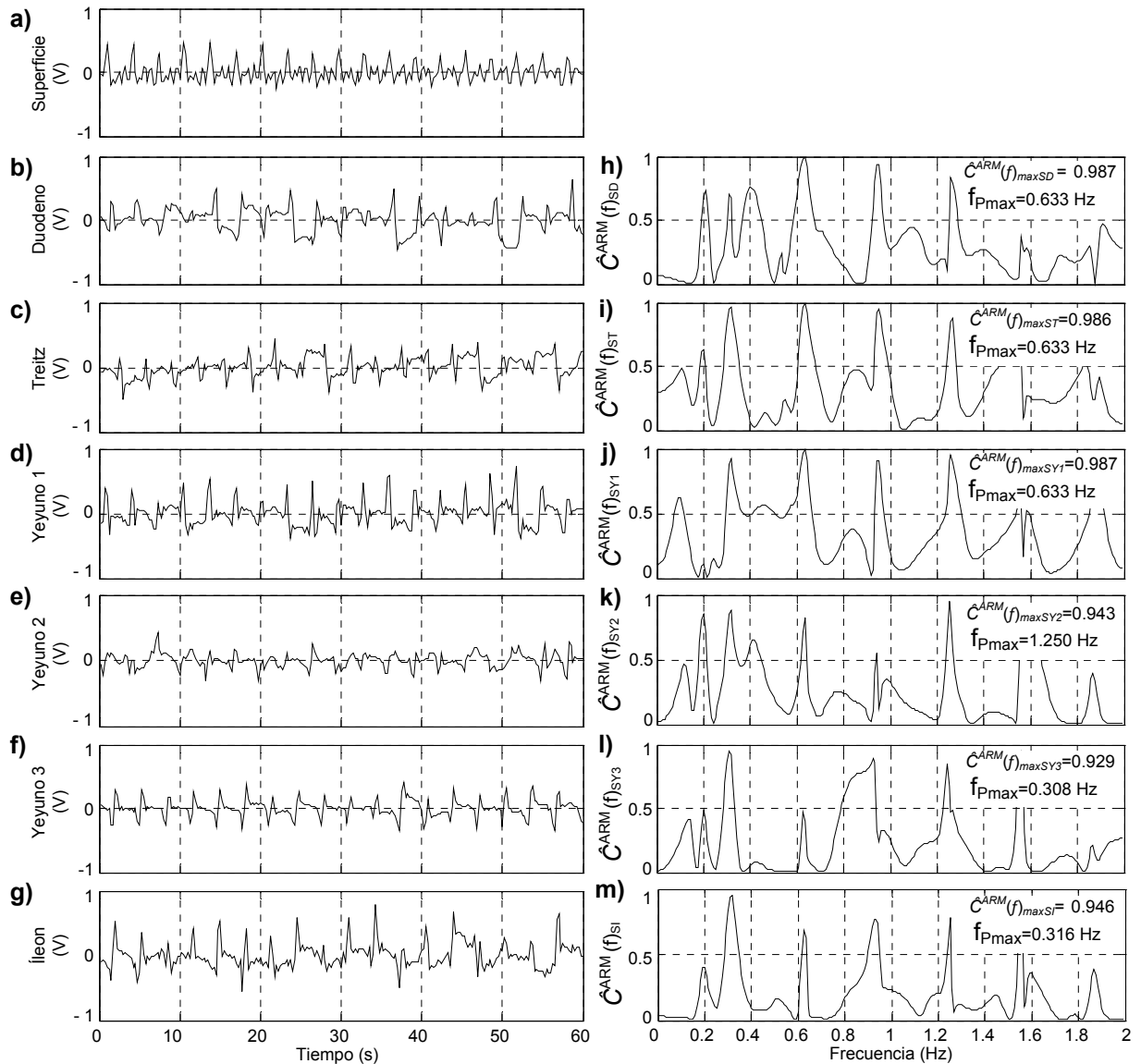
La coherencia será calculada para cada método entre el registro de la señal de superficie abdominal y cada uno de los registros internos, obteniéndose la coherencia entre superficie y: duodeno ( $\hat{C}_{SD}(f)$ ), ángulo de Treitz ( $\hat{C}_{ST}(f)$ ), yeyuno 1 ( $\hat{C}_{SY1}(f)$ ), yeyuno 2 ( $\hat{C}_{SY2}(f)$ ), yeyuno3 ( $\hat{C}_{SY3}(f)$ ) e íleon ( $\hat{C}_{SI}(f)$ ). Los resultados con la coherencia estimada usando ARM y MUSIC, son mostrados en los apartados 8.4.1 y 8.4.2 respectivamente. En cada apartado, se presentan algunos ejemplos del análisis de estimación de la coherencia usando las técnicas mencionadas sobre las señales del EEnG de los 7 puntos de registros. Se evaluará la concentración de valores de coherencia máximos a lo largo del tiempo que existen en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos entre el registro de superficie abdominal y los registros internos. También, se valorará la magnitud de coherencia máxima de los promedios de cada sesión de registro para los diferentes puntos de medida y el promedio de las magnitudes máximas de la función de coherencia de cada segmento de señal en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz. Asimismo, el porcentaje de variabilidad para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz y la variabilidad promedio de las funciones de coherencia. Para ello, se exhiben la evolución de los valores de coherencia máximos en las sesiones de registro para cada uno de los puntos de medición del EEnG, en el rango de 0 a 2 Hz. Además, se muestran las respuestas de coherencias superpuestas y los porcentajes de los coeficientes de variación de coherencia para las funciones de coherencia estimada con ARM ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}$ ) y MUSIC ( $CVC^{\hat{C}^{MUS}}$ ), que se obtiene a lo largo del tiempo en cada componente de frecuencia del segmento de datos bajo análisis de la señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de las 10 sesiones de registro correspondiente a 1537 minutos. Cabe aclarar que solo se presenta el resultado de 5 sesiones de registro en cada subapartado, pero en las tablas de datos se recogen el resultado de las 10 sesiones de registro. En el apartado 8.4.3, se realiza la comparación entre los promedios de las respuestas de la función de coherencia estimadas con las técnicas ARM y MUSIC.

### 8.4.1 Estimación de la función de coherencia usando la técnica ARM

En este apartado se observará la respuesta de la función de coherencia estimada con la técnica ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ). En el subapartado 8.4.1.1, se muestra la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  aplicada a algunos segmentos de un minuto de sesiones diferentes de cada registro de señal del EEnG preprocesado (apartado 6.4). En el subapartado 8.4.1.2, se aplica la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  a las 10 sesiones de registros, obteniéndose la evolución temporal de los valores máximos de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  entre el registro externo y los registros internos. También muestra la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  solapadas de todos los minutos de cada sesión, evaluada para las diferentes coherencias de cada punto de medición y contrastadas con la coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ). Además, se muestra el coeficiente de variación de la coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}$ ) para cada componente de frecuencia y entre el registro de superficie abdominal y los registros de medición internos.

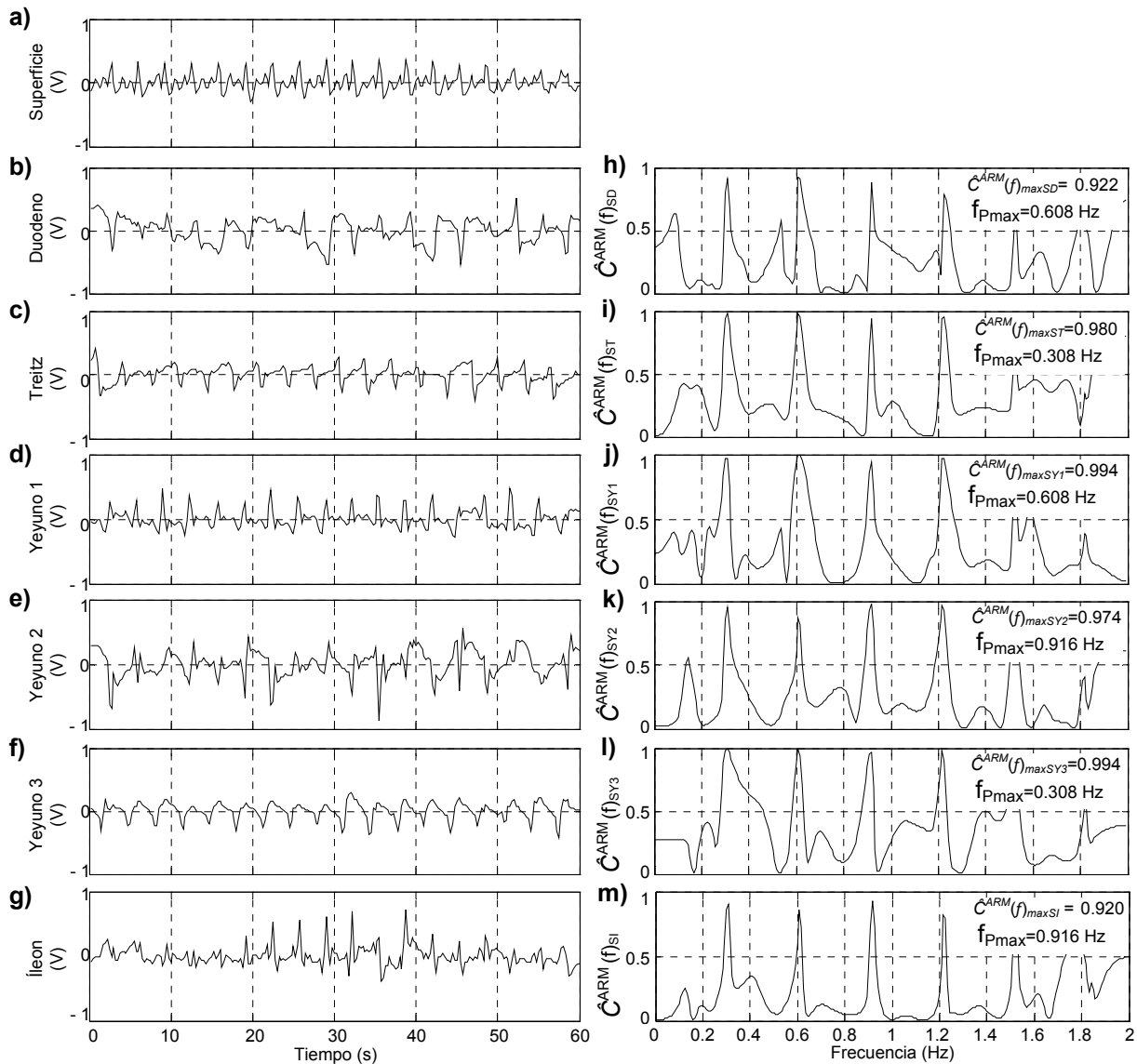
- **Ejemplo de análisis de la función de coherencia estimada con el método ARM**

La figura 8-17 muestra los registros de 7 señales del EEnG (trazos izquierda) adquiridos simultáneamente en segmentos de 1 minuto (sesión 1) y los resultados obtenidos (Figura 8-17h,i,j,k,l,m) al aplicar la coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal (Figura 8-17a) y los registros internos (Figura 8-17b,c,d,e,f,g). En cada una de las respuestas de la función de coherencia se obtiene un valor de coherencia máximo ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{\max}$ ) entre superficie abdominal y los registros internos, así como su correspondiente frecuencia del pico máximo ( $f_{P_{\max}}$ ). Puede observarse, que las respuestas de la función de coherencia siguen la morfología del espectro de la señal del EEnG, mostrando valores de coherencia en la componente de frecuencia de repetición de la OL ( $\approx 0.3$  Hz) y sus armónicos. Los valores máximos de coherencia se obtienen alrededor del primer armónico, tercer armónico y en la frecuencia fundamental de la onda lenta es decir, el valor de coherencia máximo no siempre se obtiene en torno a la frecuencia de la onda lenta, lo que puede deberse a posibles diferencias en la morfología de la señal del EEnG para cada punto de medición. En este minuto de señal, el valor máximo de coherencia solo se presenta en la frecuencia de la OL para superficie abdominal-yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{\max SY3} = 0.929$ ) y superficie abdominal-íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{\max SI} = 0.946$ ) en las frecuencias  $f_{P_{\max}}$  de 0.308 Hz y 0.316 Hz respectivamente. También pueden apreciarse picos entre 0 Hz y 0.2 Hz que podrían deberse a la interferencia en la señal de superficie y el ruido blanco basal en la señal interna que podrían causar un valor de coherencia.



**Figura 8-17.** Análisis de un minuto de señal (sesión 1), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia calculada con ARM entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

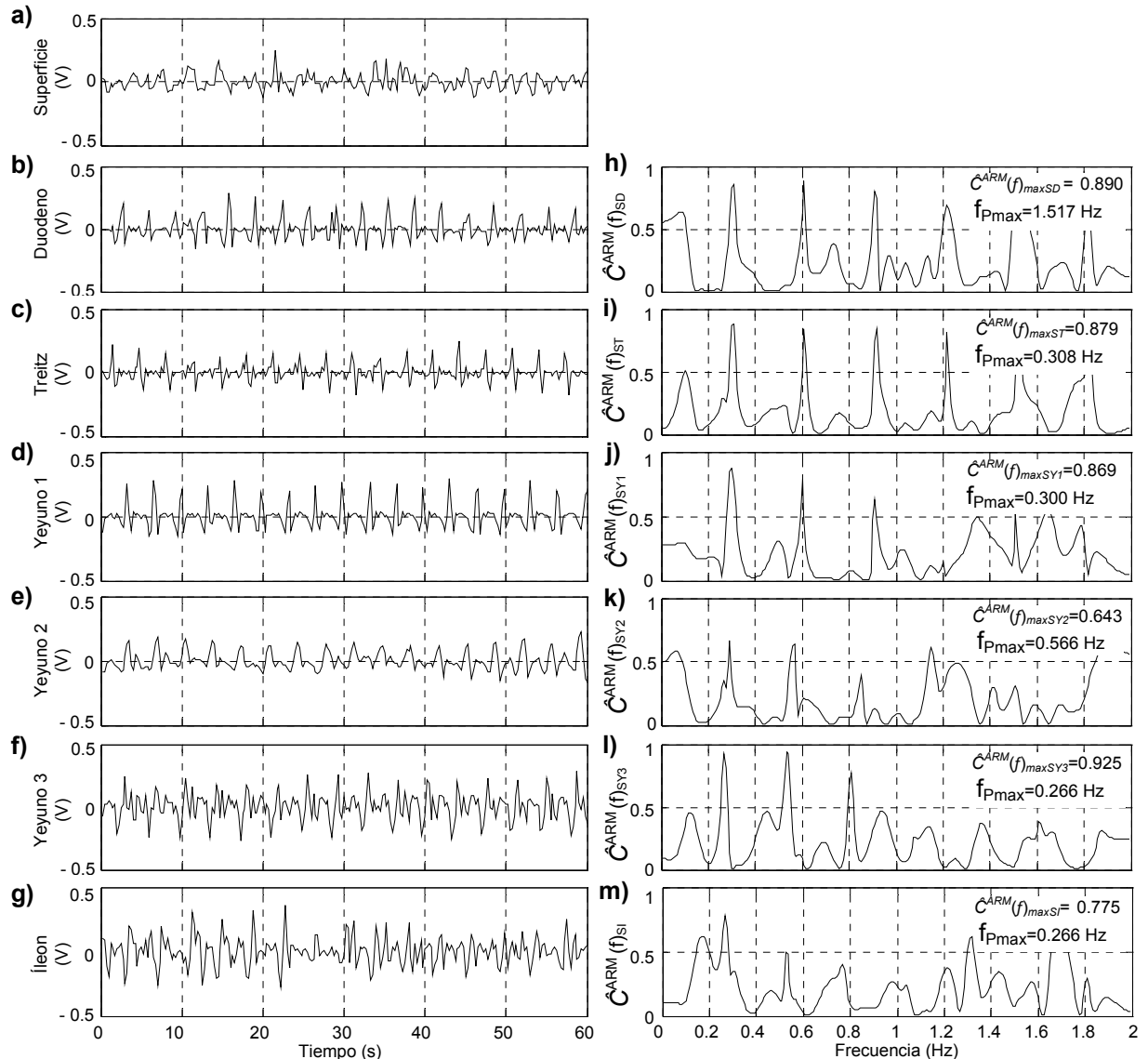
En la figura 8-18 se exhibe otro segmento de minuto de la sesión 1, con los 7 registros del EEnG simultáneos (trazo izquierda) y su respuesta (trazos derecha) obtenida de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) entre el registro de la señal externa (Figura 8-18a) y cada una de las señales del EEnG interno (Figura 8-18b,c,d,e,f,g). Se aprecia que la respuesta de la función de coherencia en todos los puntos de medición ha detectado la frecuencia de la OL y sus armónicos. Puede verse que los valores de coherencia máximos ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{max}$ ) están alrededor del primer armónico, segundo armónico y frecuencia fundamental de la onda lenta. Para este segmento de análisis, los valores de coherencia máximo, se consiguen entre superficie-treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{maxST}=0.980$ ) y superficie-yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{maxSY3}= 0.994$ ) alrededor de la frecuencia de la onda lenta, en ambos casos en 0.308 Hz. Sin embargo, el valor de coherencia máximo obtenido entre superficie-yeyuno3 al ser de mayor magnitud podría decirse que presenta más similitud que el valor máximo que se obtiene entre los registros de superficie-treitz que es el segundo valor de magnitud elevada.



**Figura 8-18.** Análisis de un minuto de señal (sesión 1), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia calculada con ARM entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

La figura 8-19 presenta un ejemplo de un segmento de señal del EEnG de 1 minuto (trazos izquierda), obtenidos simultáneamente de la sesión 6. También, se exhibe el resultado (trazos derecha) de las funciones de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal del punto de registro de superficie abdominal (Figura 8-19a) y cada uno de los registros de señal interna (Figura 8-19 b,c,d,e,f,g). Puede observarse que los valores de coherencia en los picos en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos son menores que los obtenidos en los dos ejemplos anteriores. Esto podría deberse a que existe poca asociación entre las componentes de frecuencia del registro de la señal del EEnG y los registros internos. También se aprecia que la mayoría de los valores de coherencia máxima ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{max}$ ) se presentan en torno a la frecuencia de la onda lenta. En este minuto de análisis, la señal de superficie abdominal-yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{maxSY3} = 0.925$ ) muestran una mayor similitud alrededor de la frecuencia de onda lenta con una frecuencia donde se alcanza en el pico máximo  $f_{Pmax} = 0.266$  Hz. Al igual que en los segmentos de minuto de los ejemplos anteriores se muestran picos entre 0 Hz y 0.2 Hz, que también podría deberse al

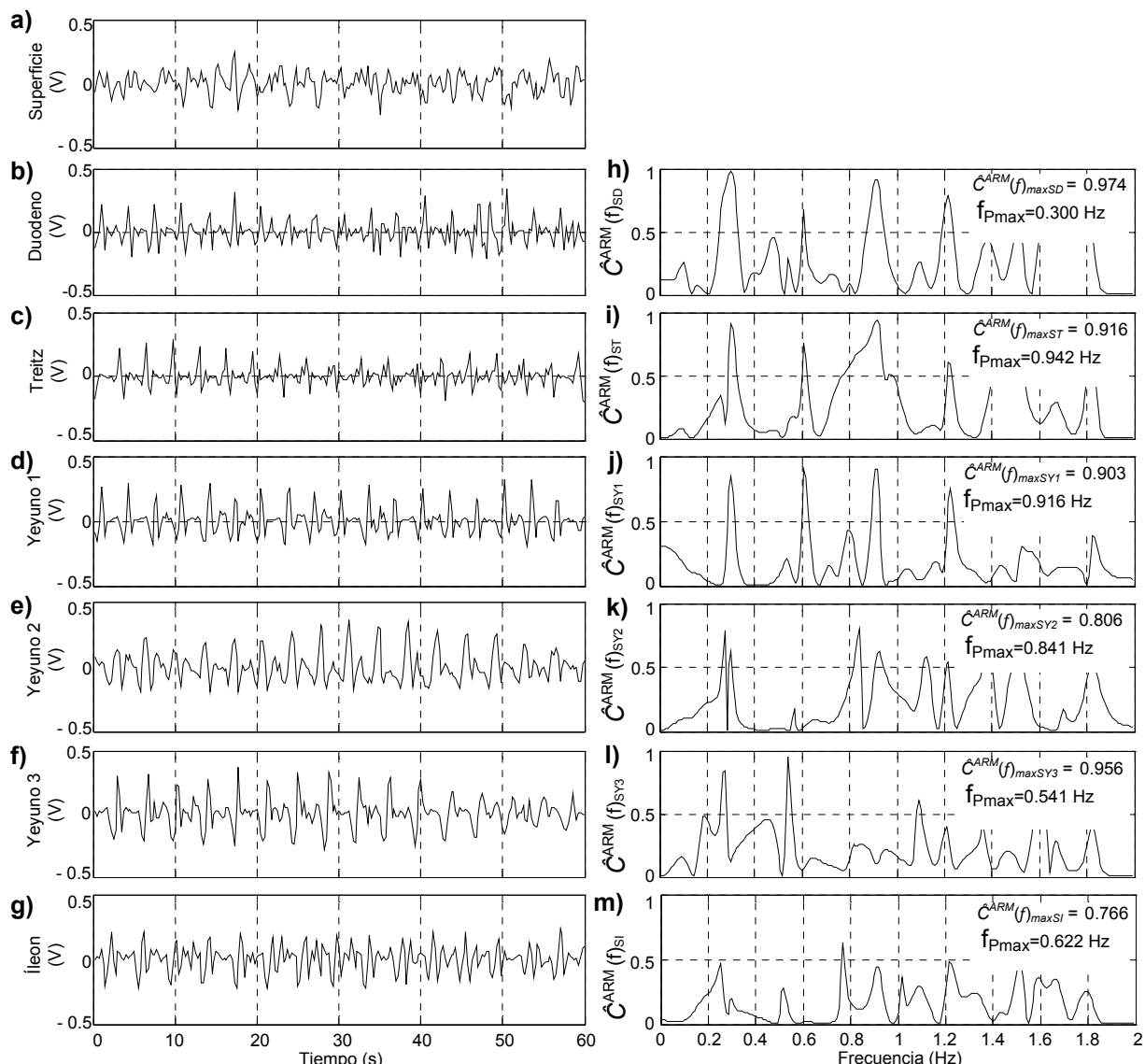
efecto de alimentación cruzada que produce el propio método o a la causa anteriormente mencionada en la figura 8-17.



**Figura 8-19.** Análisis de un minuto de señal (sesión 6), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia calculada con ARM entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno 1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno 3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** ileon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

En la figura 8-20 se presenta otro minuto de señal de EEnG de la sesión 6, obtenido simultáneamente de 7 puntos de medición (trazos izquierda). También se muestra el resultado de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) realizada entre el registro de superficie abdominal (Figura 8-20a) y cada uno de los registros de señal interna (Figura 8-20h,i,j,k,l,m). Puede apreciarse que la respuesta de la función de coherencia en algunos puntos de medición, no ha logrado detectar completamente las componentes de frecuencia de algunos armónicos de la señal, incluso los valores de coherencia son pequeños en algunos armónicos (Figura 8-20k,l) así como en la frecuencia alrededor de la onda lenta (Figura 8-20m). Sin embargo, el valor de coherencia máximo ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{max}=0.974$ ) en torno a la frecuencia de la onda lenta (0.3 Hz), se produce entre el registro de superficie abdominal y duodeno, mostrando que existe mayor similitud. También puede observarse que en el rango de 0 Hz a 0.2 Hz, en la mayoría de los registros de los diferentes puntos de medida se

muestran menos picos que en los ejemplos anteriores, esto podría deberse a la poca influencia de las interferencias en el registro del EEnG de superficie abdominal.



**Figura 8-20.** Análisis de un minuto de señal (sesión 6), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia calculada con ARM entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno 1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno 3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

- **Análisis de la respuesta de la función de coherencia estimada con el método ARM**

En este subapartado se presentan la evolución temporal de los valores de coherencia máximos obtenidos de la función de coherencia estimada con la técnica ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), para visualizar en qué componentes de frecuencia se produce la concentración de valores máximos de coherencias en cada uno de los puntos de registros medidos. También se muestra la respuesta solapada de cada una de las funciones de coherencia estimadas y su promedio de cada uno de los registros evaluados, entre la señal de superficie abdominal y los registros internos. Además, a través del promedio de la función de coherencia se determinará el porcentaje de variación de la coherencia ( $CVC^{ARM}$ ), observando la variación de amplitud que se presenta en cada componente de frecuencia de la ventana de análisis y la variación de



la respuesta de la función de coherencia con respecto a la función de coherencia promedio.

La figura 8-21 exhibe la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 241 minutos correspondiente a la sesión 1, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se observa que en los distintos puntos de medición, los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia de la onda lenta, del primero y segundo armónico. Sin embargo en algunos registros de medición, se presenta poca concentración de valores de coherencia máximos en torno a la frecuencia de la onda lenta, como sucede entre las señales de superficie-duodeno (Figura 8-21a) y superficie-yeyuno1 (Figura 8-21c), agrupándose más alrededor del primer armónico. Además, en la mayoría de los puntos de medida, se obtienen algunos valores de coherencia máximos en el rango de 0 a 0.2 Hz. También puede verse que los valores de coherencia máximos presentan variación a lo largo del tiempo como se mostró en el apartado 7.5.2.

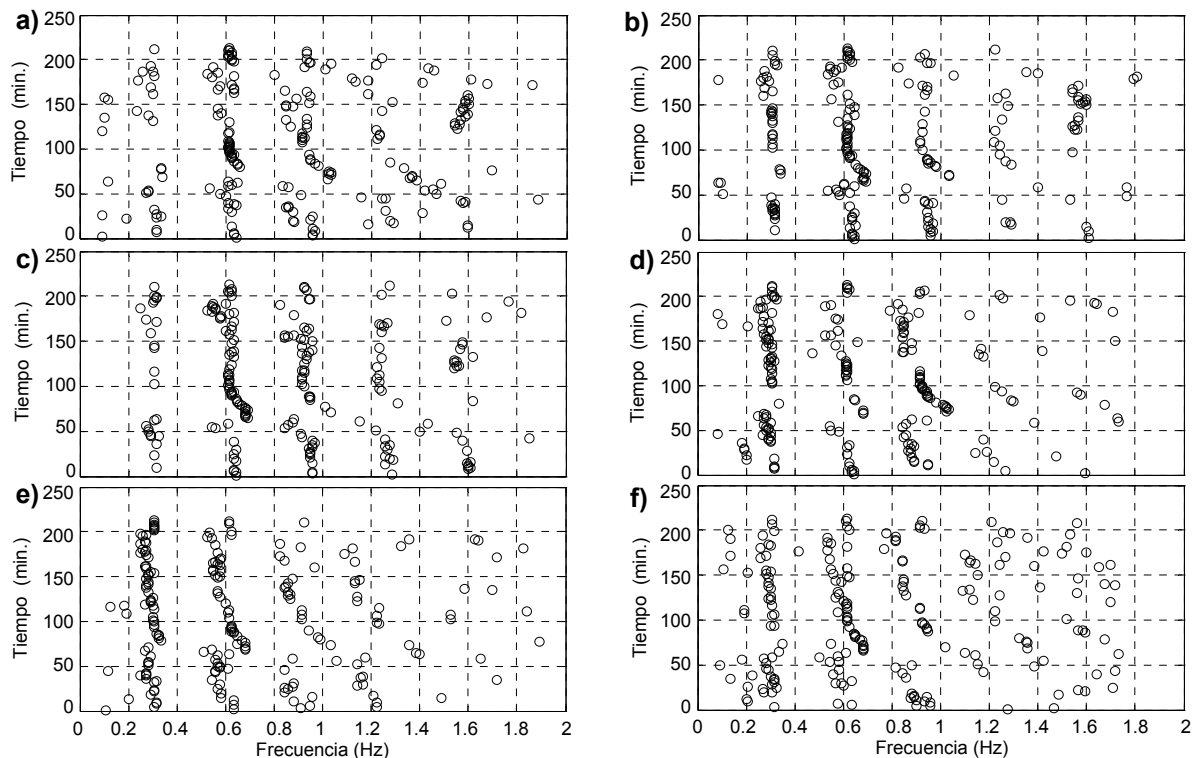
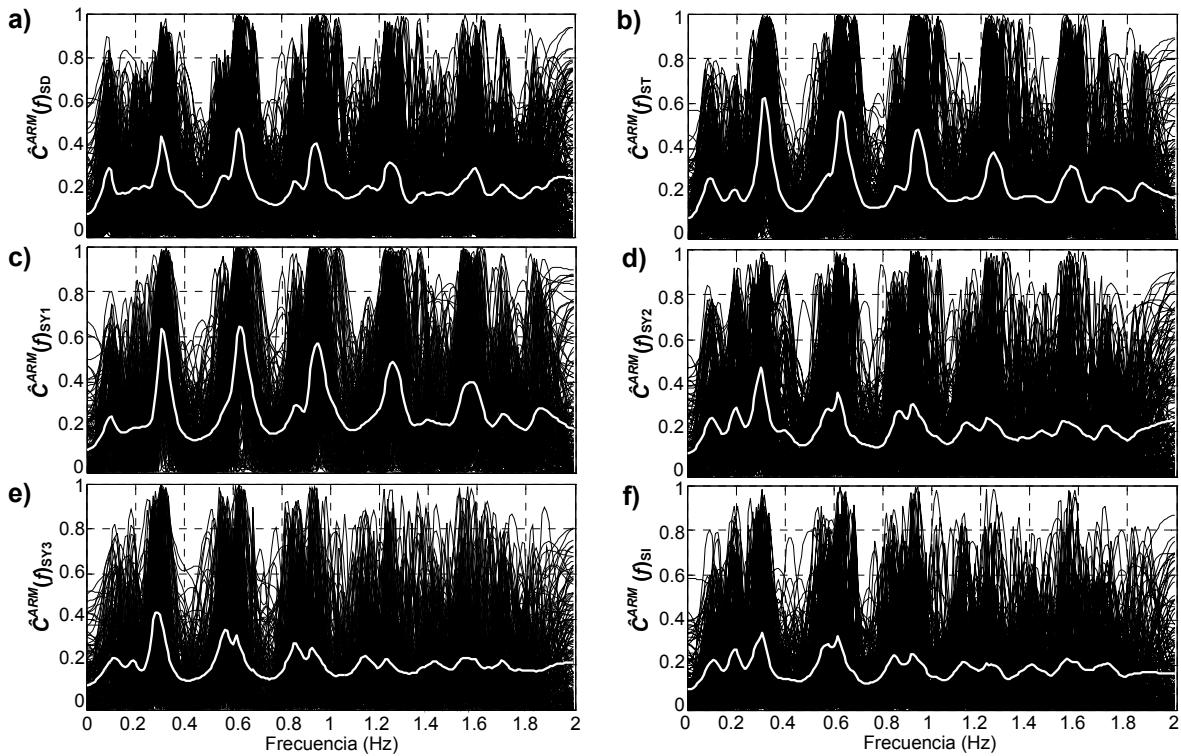


Figura 8-21. Evolución temporal de los valores máximos de coherencia estimados con el método ARM, obtenidos de la sesión 1 (241 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos.

a)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SDmax}$ , b)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{STmax}$ , c)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1max}$ , d)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2max}$ , e)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3max}$ , f)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-22, muestra los resultados solapados de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 241 minutos (sesión 1) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse, una gran dispersión de las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los puntos de medición. Además, mediante la función de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) en todos los registros, se aprecia que los valores máximos están en torno a la frecuencia de la onda lenta y su primer armónico. El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal-yeyuno1  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}\} = 0.635$  sobre la frecuencia de 0.308 Hz. Esto indicaría que la fuente de señal captada en registro del

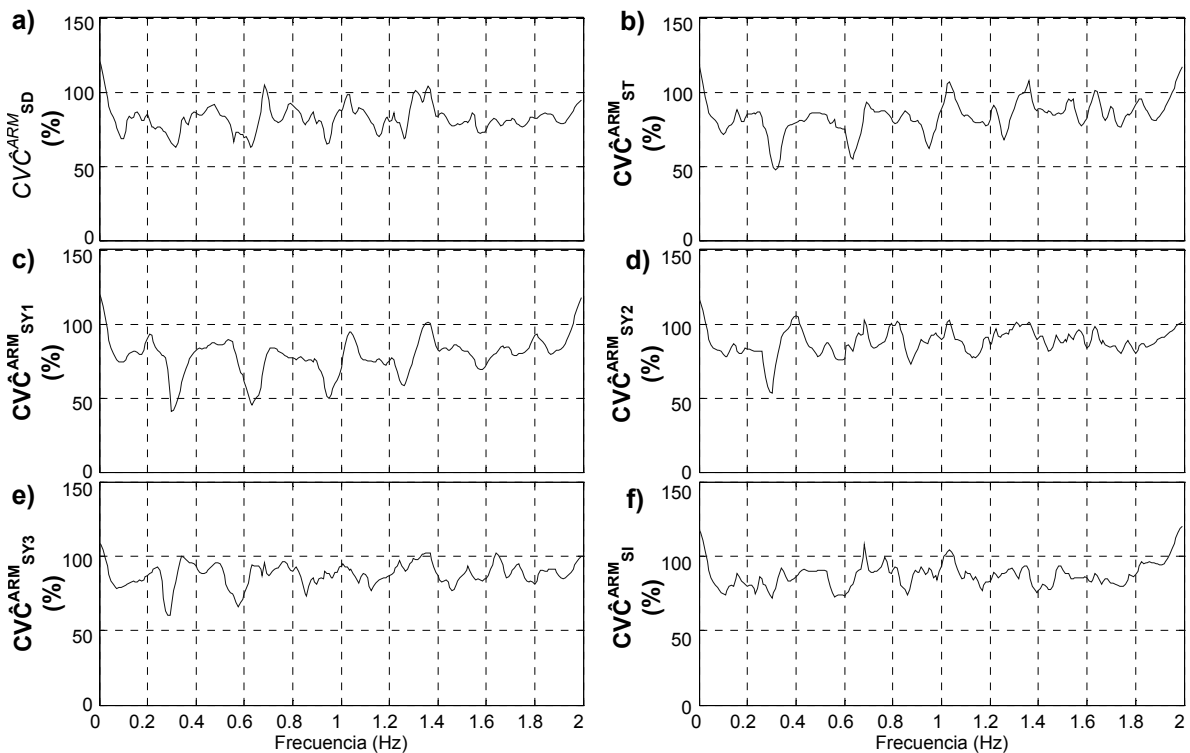
EEnG de superficie abdominal corresponde a la señal de yeyuno 1. Sin embargo, la variación de los valores de coherencia estimados alrededor de las componentes de la onda lenta y los armónicos, evita que se obtengan magnitudes de coherencia promedio mayor a 0.7, lo que podría deberse a los auto espectros, que en el momento de la evaluación de la función de coherencia no están alineados entre ellos. Por otra parte, en la figura 8-22d,e,f, se observa que presentan menor similitud con la señal externa, puesto que la respuesta de la función de coherencia promedio muestra valores más pequeños que en los otros tres registros. Además, en estas mismas figuras se aprecia la existencia de picos dobles alrededor del primer y segundo armónico. Esto sugiere que los valores de coherencia en torno a estas componentes están variando a lo largo del tiempo, lo que produce valores de coherencia cercanos a la componente de los armónicos y al realizar el promediado, da como resultado este doble pico.



**Figura 8-22.** Función de coherencia superpuesta de 241 segmentos (sesión 1) de 1 minuto estimadas con el método ARM, entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca).

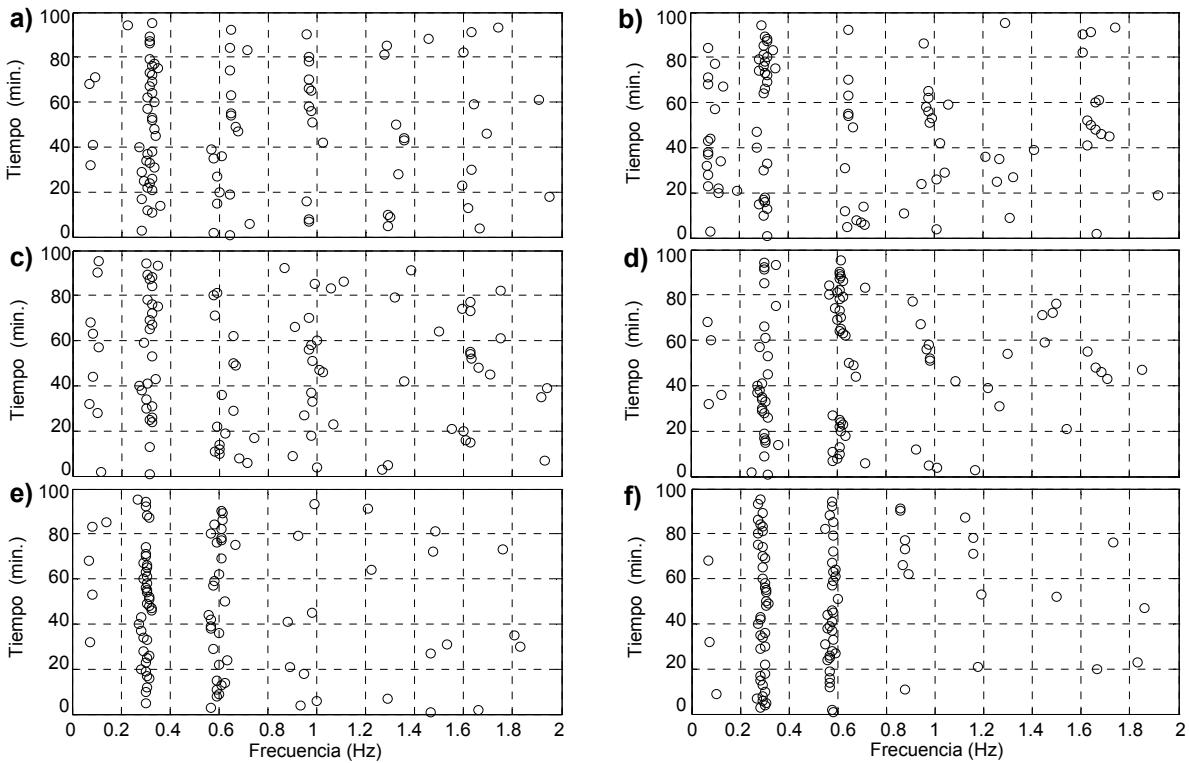
La figura 8-23, muestra el resultado del porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}$ ) en cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis de 0 Hz a 2 Hz. Obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 241 minutos (sesión 1). Puede observarse que el porcentaje del coeficiente de variación de coherencia tiene un valor de  $CVC^{\hat{C}^{ARM}}_{SY1} = 42\%$  en torno a la frecuencia de la onda lenta (0.308 Hz), que es donde se alcanza el valor mayor de la función de coherencia promedio (Figura 8-22c) en el rango de 0.2 Hz-0.4 Hz y corresponde a la señal entre la superficie abdominal-yeyuno1 (Figura 8-23c). Mientras que en superficie-íleon se produce el porcentaje de variación más elevado

( $\hat{CVC}_{SY1}^{ARM} = 75\%$ ) de todos los puntos de medición, siendo el registro interno que menos coherencia promedio exhibía con el registro de superficie.



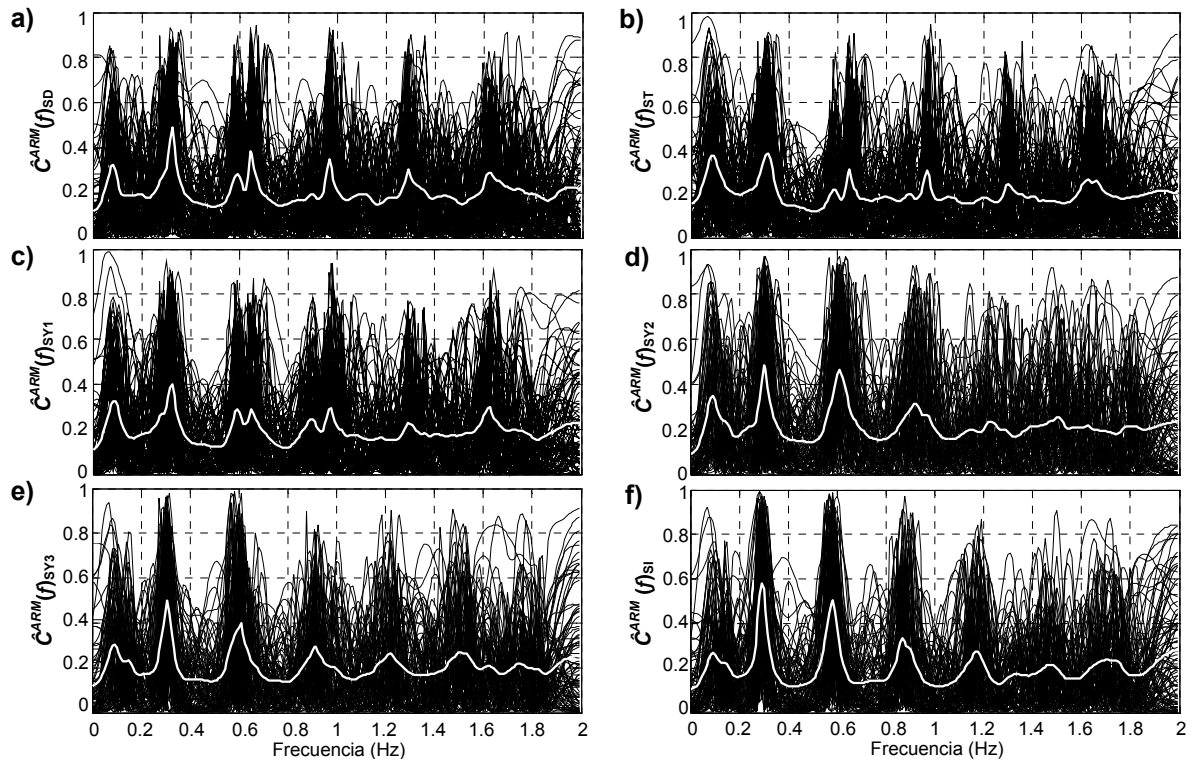
**Figura 8-23.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método ARM, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 241 minutos (sesión 1). **a)**  $\hat{CVC}_{SD}^{ARM}$ , **b)**  $\hat{CVC}_{ST}^{ARM}$ , **c)**  $\hat{CVC}_{SY1}^{ARM}$ , **d)**  $\hat{CVC}_{SY2}^{ARM}$ , **e)**  $\hat{CVC}_{SY3}^{ARM}$ , **f)**  $\hat{CVC}_{SI}^{ARM}$ .

En la figura 8-24 se muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 95 minutos correspondiente a la sesión 4, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. En esta sesión, se aprecia en los distintos puntos de medición, que los valores de coherencia máximos se obtienen en algunos registros alrededor de la frecuencia de la onda lenta (Figura 8-24a,b,c) y en otros en la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico (Figura 8-24d,e,f). Sin embargo, los valores máximos de la función de coherencia entre superficie e íleon están más concentrados en las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz. Además, se observa que los valores de coherencia máximos están más estables en torno a la frecuencia de 0.3 Hz y 0.6 Hz en la mayoría de los puntos de registro. También se puede ver que en la mayoría de los puntos de medida, se obtienen algunos valores de coherencia máximos en el rango de 0 Hz a 0.2 Hz.



**Figura 8-24.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencias estimadas con el método ARM, obtenidas de la sesión 4 (95 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos. **a)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-25 presenta los resultados solapados de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 95 minutos (sesión 4), así como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca). Puede visualizarse una menor dispersión que en la sesión 1, en las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los registros. No obstante, los valores de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) son menores a 0.6 en todos los registros. El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz se produce entre la señal de superficie abdominal e íleon  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}\} = 0.578$  sobre la frecuencia de 0.292 Hz. Este resultado posiblemente sugiere que la fuente de señal captada en registro del EEnG de superficie abdominal corresponde a la señal de íleon. También puede observarse que, en la función de coherencia promedio de todos los registros, se muestra un pico en torno a 0.1 Hz que podría deberse a interferencia de origen gástrico.



**Figura 8-25.** Función de coherencia superpuesta de 95 segmentos (sesión 4) de 1 minuto estimadas con el método ARM, entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. a)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ , b)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ , c)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ , d)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ , e)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ , f)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-26 presenta el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC\hat{C}^{ARM}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia del segmento de datos bajo análisis y se produce entre el valor de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 95 minutos (sesión 4). Se aprecia que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se produce entre la señal de superficie abdominal-íleon con  $CVC\hat{C}^{ARM}_{SI} = 45\%$  (Figura 8-26f) en la frecuencia de 0.292 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-25f). Mientras que en superficie-yeyuno1 se obtiene el porcentaje de variación de mayor valor ( $CVC\hat{C}^{ARM}_{SY1} = 65\%$ ) de todos los puntos de medida que corresponde con el menor valor de la función de coherencia promedio en rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz.

La figura 8-27 muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 203 minutos correspondiente a la sesión 6, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se aprecia que, en los distintos puntos de medición, los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia de la onda lenta y en la mayoría de armónicos de la ventana de análisis. Sin embargo, en la respuesta de la función de coherencia entre superficie-yeyuno3 (Figura 8-27e), solo se obtiene concentración de valores de coherencia máximos alrededor de la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico. En esta sesión no se presenta la variación de la frecuencia a lo largo del tiempo como se mostró en el apartado 7.5.2.

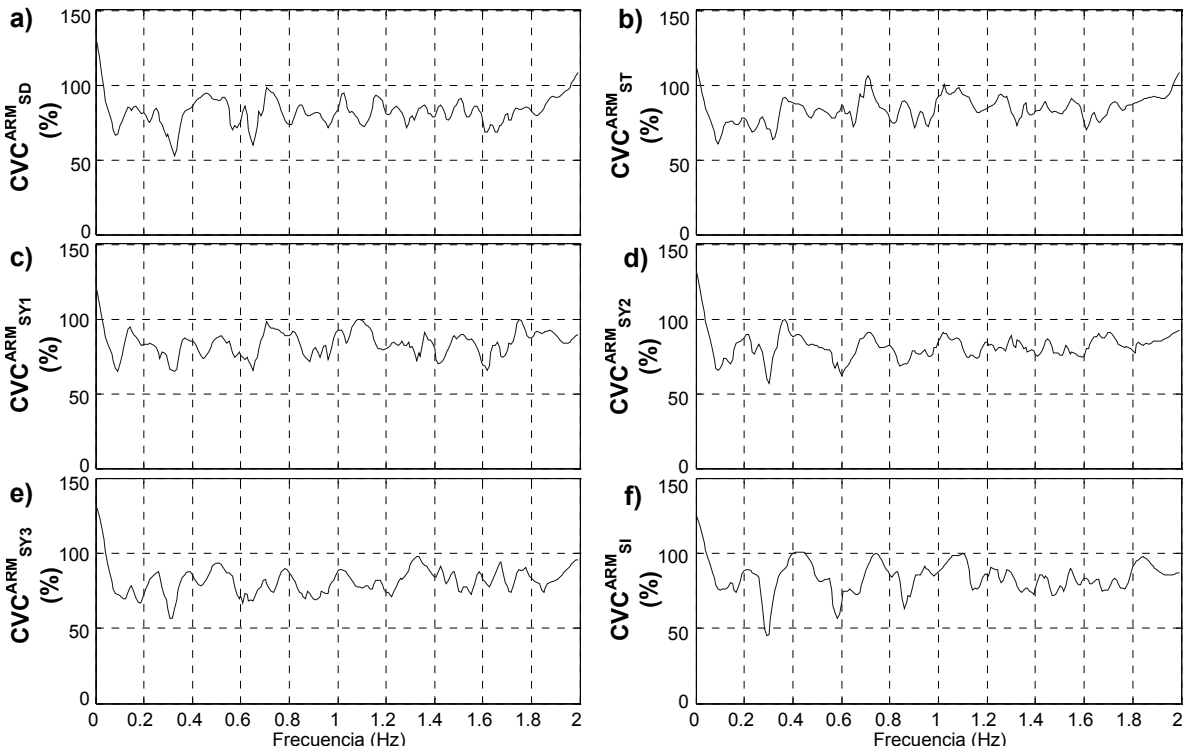


Figura 8-26. Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método ARM, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 95 minutos (sesión 4). a)  $CVC_{SD}^{ARM}$ , b)  $CVC_{ST}^{ARM}$ , c)  $CVC_{SY1}^{ARM}$ , d)  $CVC_{SY2}^{ARM}$ , e)  $CVC_{SY3}^{ARM}$ , f)  $CVC_{SI}^{ARM}$ .

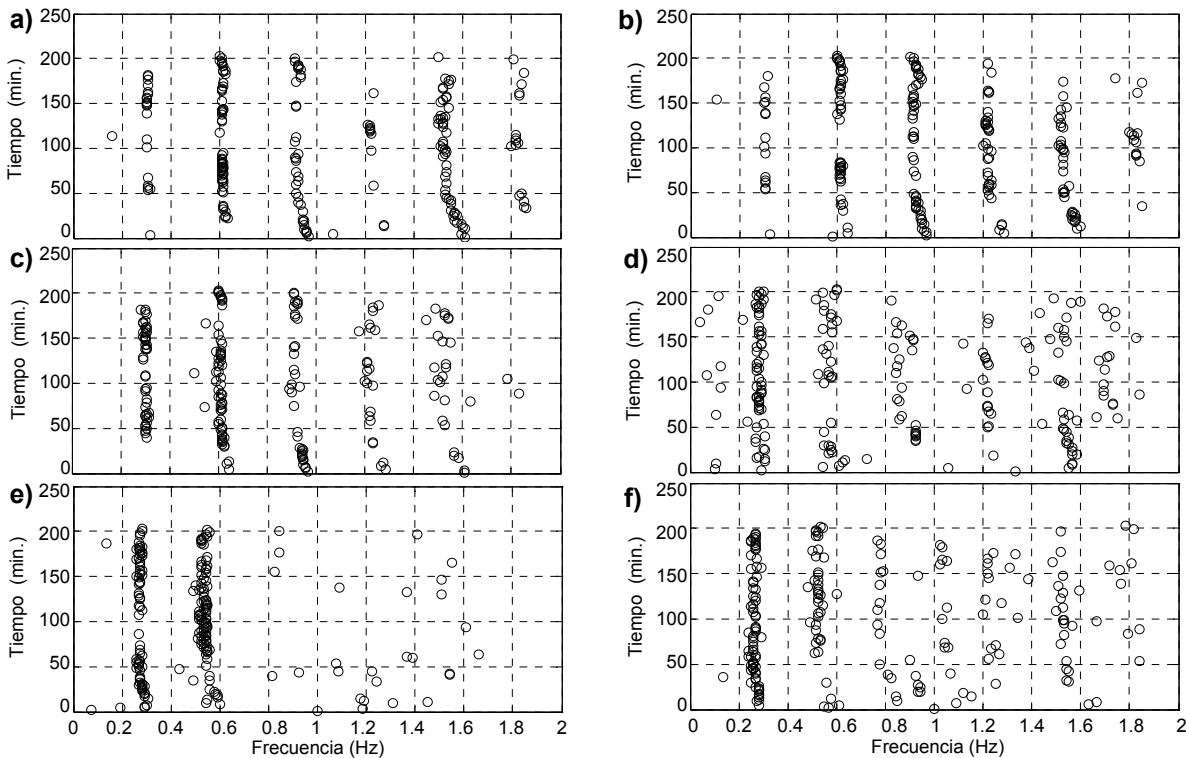
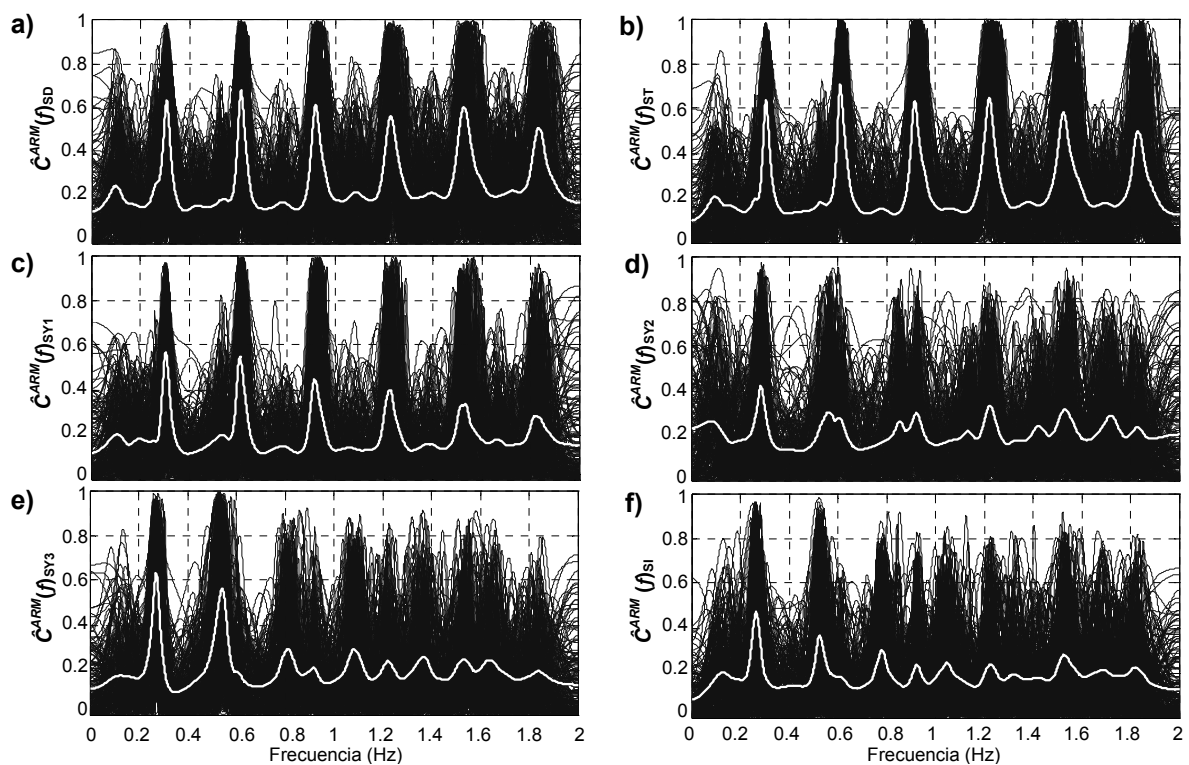


Figura 8-27. Evolución temporal de los valores máximos de coherencias estimadas con el método ARM, obtenidas de la sesión 6 (203 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos. a)  $C_{SDmax}^{ARM}(f)$ , b)  $C_{STmax}^{ARM}(f)$ , c)  $C_{SY1max}^{ARM}(f)$ , d)  $C_{SY2max}^{ARM}(f)$ , e)  $C_{SY3max}^{ARM}(f)$ , f)  $C_{SImax}^{ARM}(f)$ .

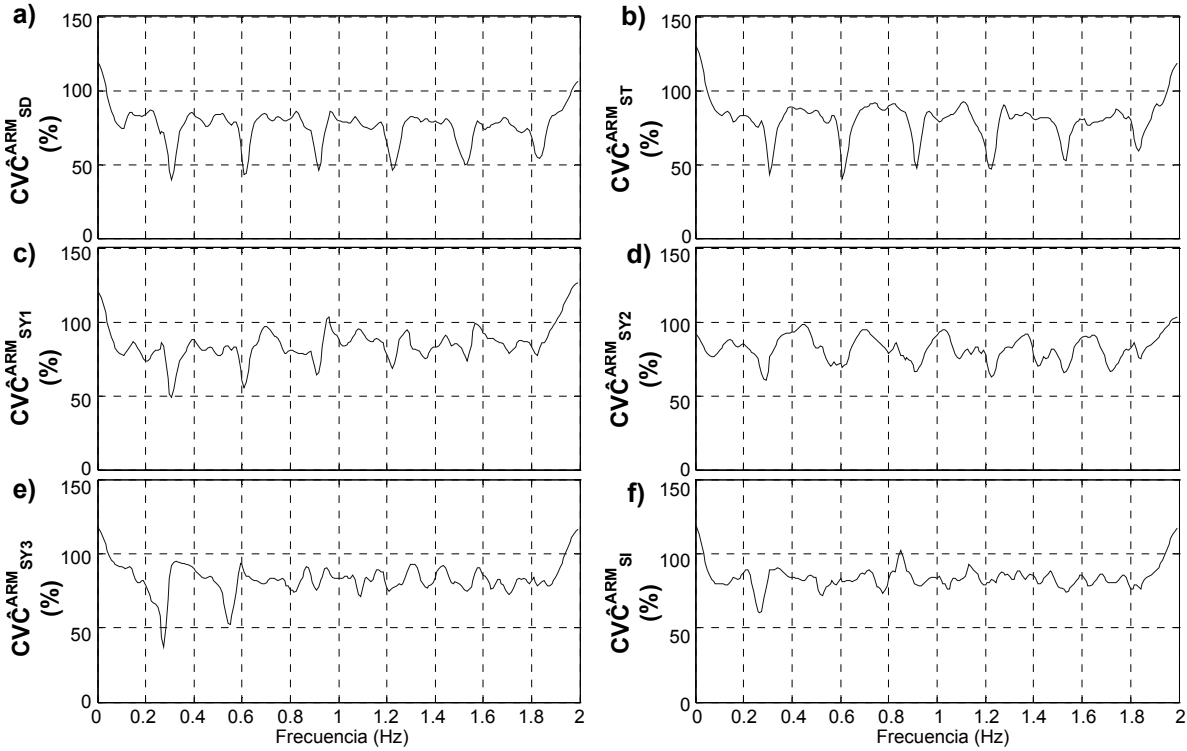
La figura 8-28 muestra los resultados solapados de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 203 minutos (sesión 6) así como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca). Se aprecia que, a diferencia de las sesiones anteriores, existe menor dispersión de las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los puntos de medición. Además, mediante la función de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) en todos los registros, se aprecia que los valores máximos están en torno a la frecuencia de la onda lenta y su primer armónico. Sin embargo en la figura 8-28d,e,f, las armónicas presentan valores de coherencia menores a los de la figura 8-28 a,b,c, con mayor dispersión y en la figura 8-28d,f se ven picos dobles a partir del primer armónico y en la figura 8-28e, a partir del segundo armónico. Esto podría deberse a la variabilidad en frecuencia que presentan los valores de coherencia a lo largo del tiempo. El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal-duodeno  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}\} = 0.633$  sobre la frecuencia de 0.308 Hz. El resultado sugiere que la fuente de señal captada en registro del EEnG de superficie abdominal, corresponde a la señal de duodeno.



**Figura 8-28.** Función de coherencia superpuesta de 203 segmentos (sesión 6) de 1 minuto estimadas con el método ARM, entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. a)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ , b)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ , c)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ , d)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ , e)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ , f)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-29 muestra el resultado del porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{ARM}$ ) en cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis de 0 Hz a 2 Hz, obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 203 minutos (sesión 6). Puede observarse que el porcentaje del coeficiente de variación de coherencia entre superficie-yeyuno1, tiene un valor de  $CVC^{ARM}_{SY1} = 37\%$ , en este caso no corresponde al registro donde se obtiene el

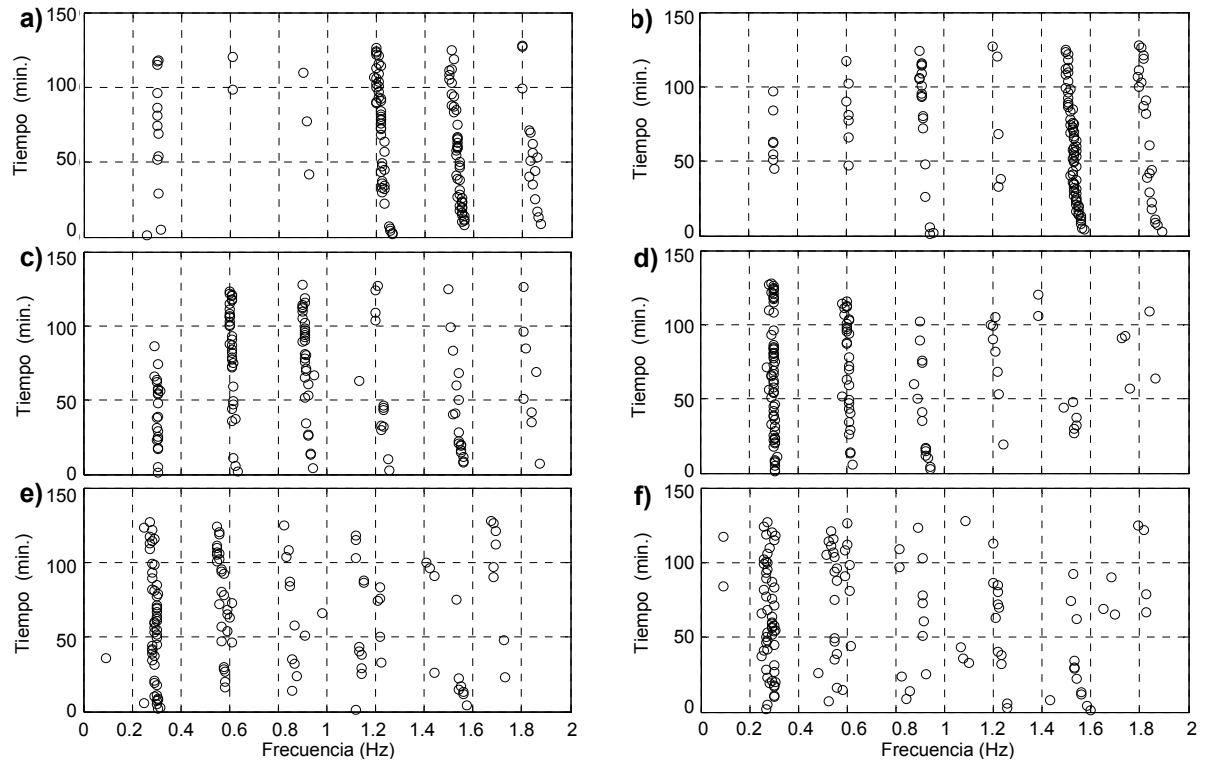
valor de coherencia de mayor magnitud de la función de coherencia promedio (Figura 8-28a). Puesto que éste se logra, entre la señal de superficie-duodeno (Figura 8-29a) en torno a la frecuencia de la onda lenta (0.308 Hz), pero con un valor de  $CVC^{ARM}_{SY1} = 39\%$  en el rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz. Mientras que en superficie-yeyuno2 se produce el porcentaje de variación más elevado ( $CVC^{ARM}_{SY2} = 61\%$ ) de todos los registros y menor valor promedio.



**Figura 8-29.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método ARM, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 203 minutos (sesión 6). **a)**  $CVC^{ARM}_{SD}$ , **b)**  $CVC^{ARM}_{ST}$ , **c)**  $CVC^{ARM}_{SY1}$ , **d)**  $CVC^{ARM}_{SY2}$ , **e)**  $CVC^{ARM}_{SY3}$ , **f)**  $CVC^{ARM}_{SI}$ .

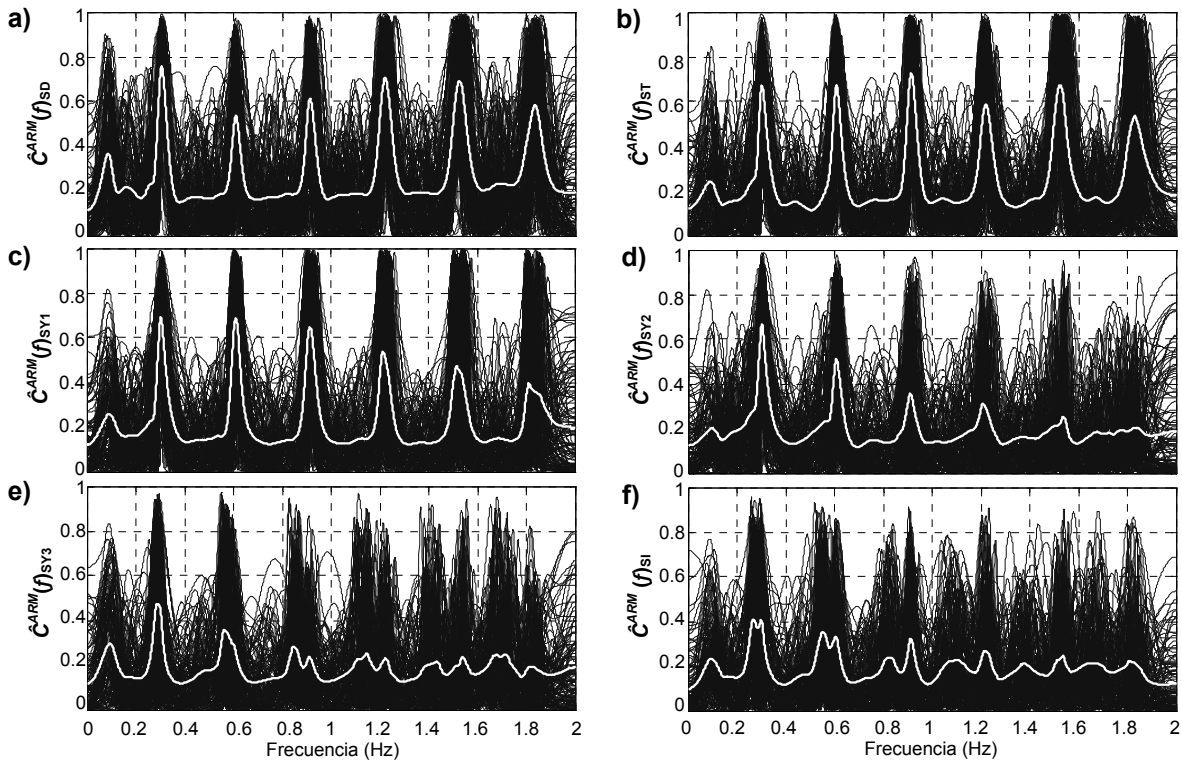
En la figura 8-30 se muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 128 minutos correspondiente a la sesión 8, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Puede observarse que la concentración de los valores de coherencia máximos en los diferentes registros se obtiene en diferentes armónicos. En la figura 8-30 a,b, se ve que en torno a la frecuencia de la onda lenta existen pocos valores de coherencia máxima, lográndose la mayor agrupación en el tercero, cuarto y quinto armónico. Por otra parte, la figura 8-30c,d,e,f muestra concentración de valores de coherencia máxima alrededor de la frecuencia de la onda lenta, el primer y segundo armónico.





**Figura 8-30.** Evolución temporal de los valores de coherencias máximas estimada con el método ARM, obtenida de la sesión 8 (128 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos. a)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SDmax}$ , b)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{STmax}$ , c)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1max}$ , d)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2max}$ , e)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3max}$ , f)  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-31 exhibe los resultados solapados de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 128 minutos (sesión 8) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse, una menor dispersión de las respuestas de función de coherencia de las figura 8-31a,b,c, obteniéndose valores de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) más elevados, caso contrario a lo que se ve en la figura 8-31d,e,f. Sin embargo, mediante la función de coherencia promedio en todos los registros se aprecia, la existencia de un valor de coherencia en torno a la frecuencia de la onda lenta en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, obteniéndose el valor mayor de coherencia promedio en este rango, entre la señal de superficie-duodeno  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}=0.731\}$ , sobre la frecuencia de 0.308 Hz. El resultado sugiere que la fuente de señal captada en el registro del EEnG de superficie abdominal, corresponde al registro de duodeno.



**Figura 8-31.** Función de coherencia superpuesta de 128 segmentos (sesión 8) de 1 minuto estimadas con el método ARM, entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-32 exhibe el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{ARM}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis; obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 128 minutos (sesión 8). Puede observarse que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se logra entre la señal de superficie abdominal-duodeno con  $CVC^{ARM}_{SD} = 27\%$  (Figura 8-32a) en la frecuencia de 0.308 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-31a). En tanto que en superficie-íleon se produce el porcentaje de variación más elevado ( $CVC^{ARM}_{SI} = 60\%$ ) de todos los registros de medición que dónde, la coherencia de la función de coherencia promedio era de menor valor en rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz.

En la figura 8-33 se muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 178 minutos correspondiente a la sesión 10, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se observa, en la figura 8-33a,b,c, que los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia del primer y segundo armónico. Sin embargo en la figura 8-33d,e,f se observa que existe valores de coherencia máximos más dispersos, aunque se logran concentrar valores alrededor de la frecuencia de la onda lenta (Figura 8-33d,f). Además, en la figura 8-33e, se muestran algunas concentraciones de valores de coherencia máximos en la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico. También, puede verse que en los puntos de medida se obtienen algunos valores de coherencia máxima en el rango de 0 a 0.2 Hz.

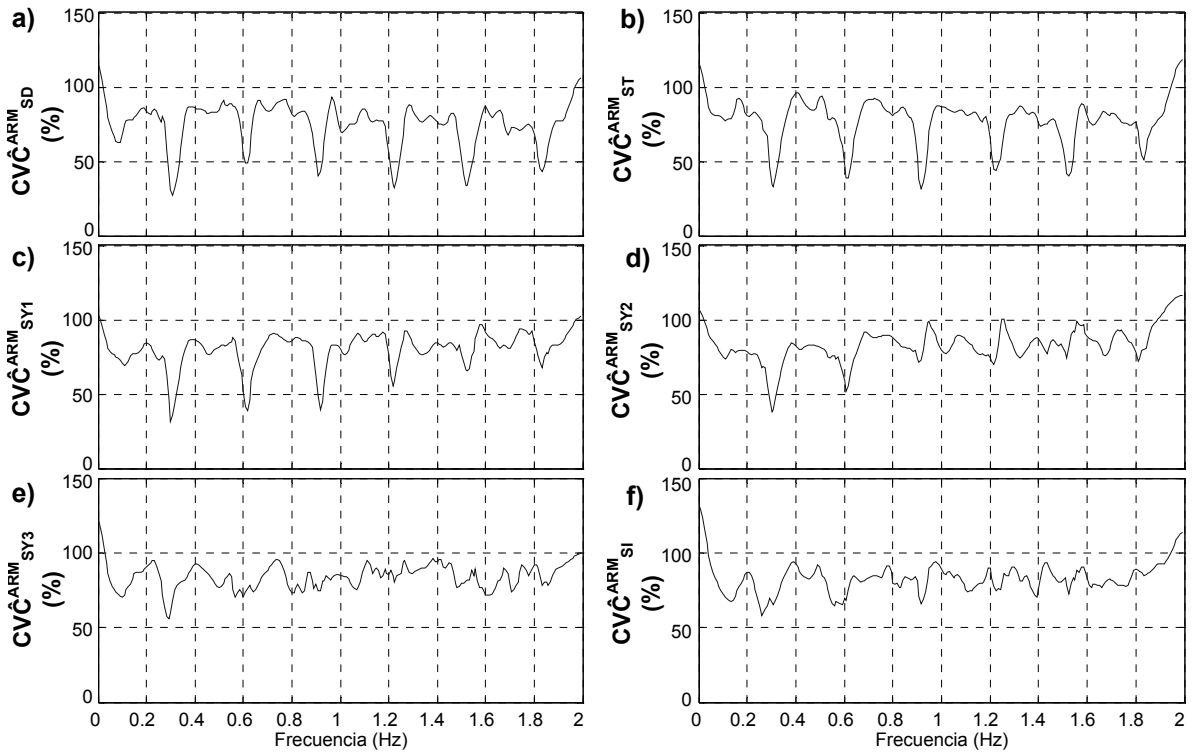


Figura 8-32. Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método ARM, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 128 minutos (sesión 8). a)  $CVC_{SD}^{ARM}$ , b)  $CVC_{ST}^{ARM}$ , c)  $CVC_{SY1}^{ARM}$ , d)  $CVC_{SY2}^{ARM}$ , e)  $CVC_{SY3}^{ARM}$ , f)  $CVC_{SI}^{ARM}$ .

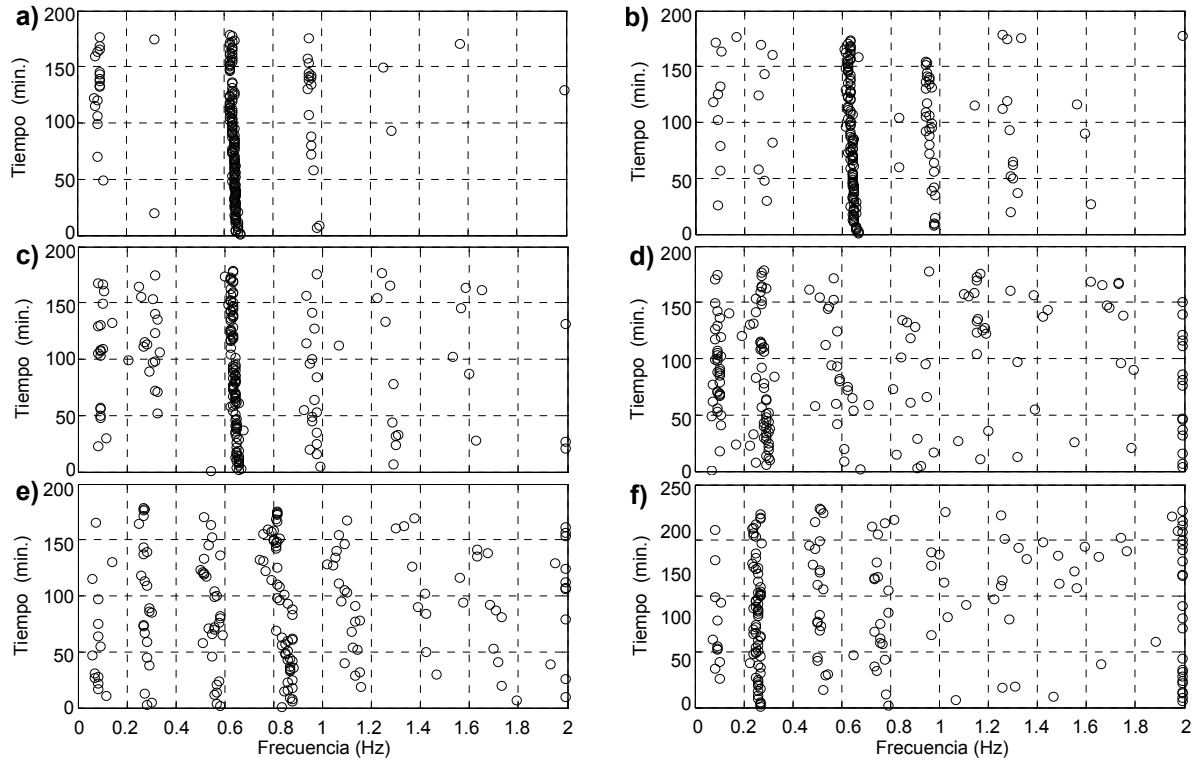
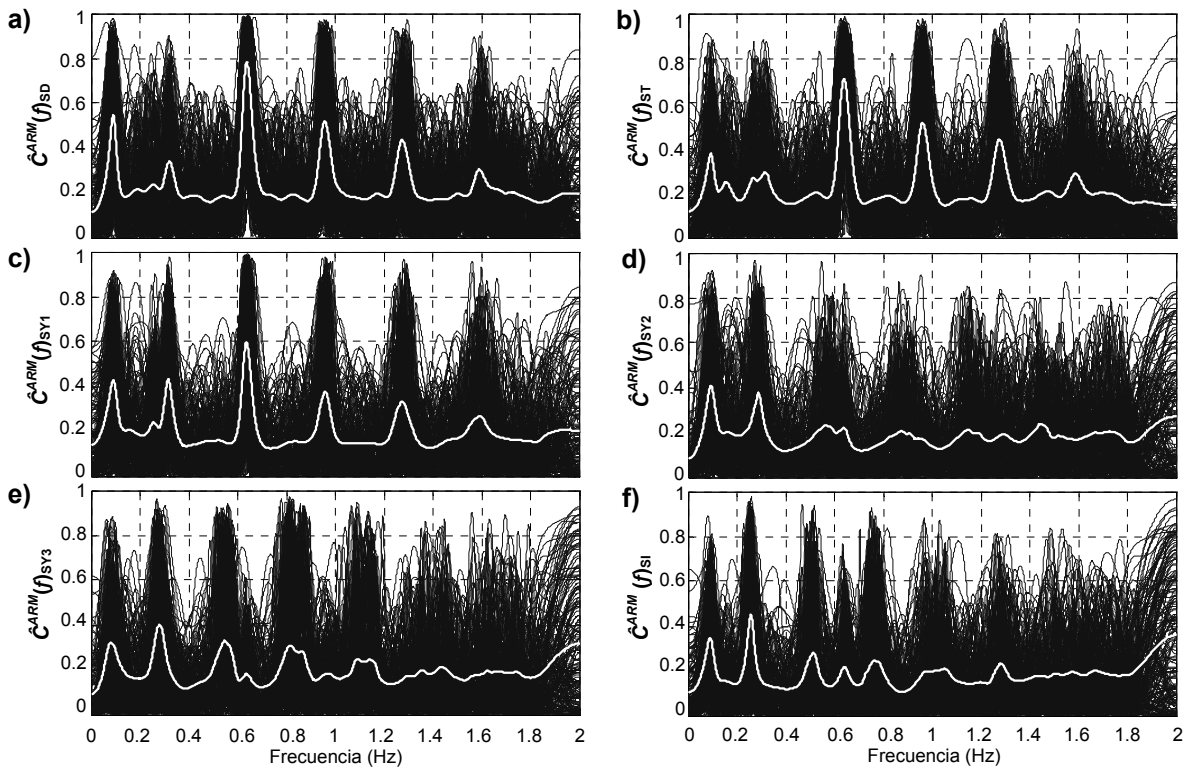


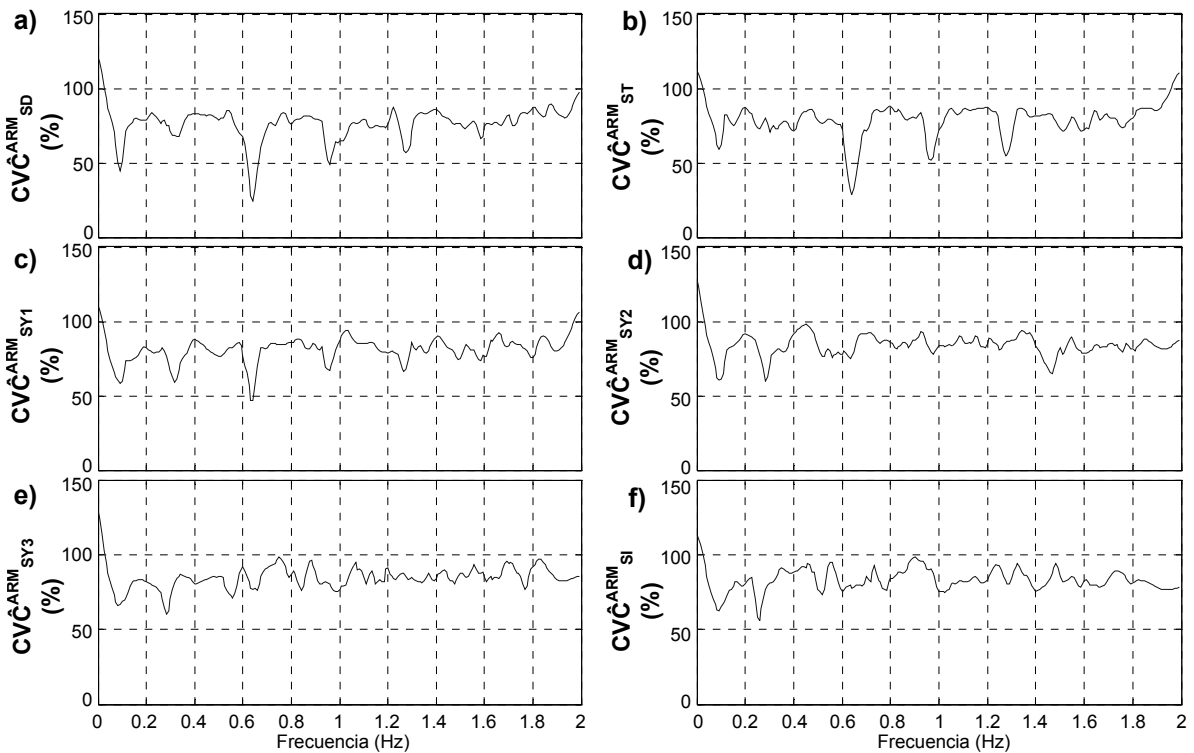
Figura 8-33. Evolución temporal de los valores máximos de coherencias estimadas con el método ARM, obtenidas de la sesión 10 (178 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos. a)  $C_{SDmax}^{ARM}(f)$ , b)  $C_{STmax}^{ARM}(f)$ , c)  $C_{SY1max}^{ARM}(f)$ , d)  $C_{SY2max}^{ARM}(f)$ , e)  $C_{SY3max}^{ARM}(f)$ , f)  $C_{SImax}^{ARM}(f)$ .

La figura 8-34 muestra los resultados solapados de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 178 minutos (sesión 10) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse, dispersión de las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los puntos de medición. Además, mediante el promedio de las funciones de coherencia ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ ) en los registros de la figura 8-34a,b,c, se aprecia que los valores máximos están en torno a la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico. Mientras que en la figura 8-34d,e,f, los valores máximos del promedio son próximos a la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico. El valor máximo de la función de coherencia promedio, en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal-íleon  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}\} = 0.454$  sobre la frecuencia de 0.258 Hz. Esto indicaría que la fuente de señal captada en registro del EEnG de superficie abdominal corresponde a la señal de íleon.



**Figura 8-34.** Función de coherencia superpuesta de 178 segmentos (sesión 10) de 1 minuto estimadas con el método ARM, entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{ARM}(f)_{SImax}$ .

En la figura 8-35 se exhibe el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{ARM}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis, que se obtienen entre el valor de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$ , entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 178 minutos (sesión 10). Puede observarse, que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se logra entre la señal de superficie abdominal-íleon con  $CVC^{ARM}_{SI} = 56\%$  (Figura 8-32f) en la frecuencia de 0.258 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-34f). Mientras que en superficie-Treitz se produce el porcentaje de variación de mayor valor ( $CVC^{ARM}_{SI} = 75\%$ ) de todos los registros.



**Figura 8-35.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método ARM, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 178 minutos (sesión 10). **a)**  $CVC^{ARM}_{SD}$ , **b)**  $CVC^{ARM}_{ST}$ , **c)**  $CVC^{ARM}_{SY1}$ , **d)**  $CVC^{ARM}_{SY2}$ , **e)**  $CVC^{ARM}_{SY3}$ , **f)**  $CVC^{ARM}_{SI}$ .

La Tabla 8-7 muestra el porcentaje de los valores de coherencia máximos ( $\%_g\{\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{max}\}$ ) que se encuentran en el rango entre 0.2 y 0.4 Hz, para las 10 sesiones de registro correspondiente a 1537 minutos por punto de registro, obtenidos de la función de coherencia estimada ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) entre la señal de superficie abdominal y cada uno de los registros internos del EEnG (apartado 6.6.2.3). Se observa que el mayor porcentaje de valores máximos de coherencia se presenta entre superficie-yeyuno2 (S-Y2), con un porcentaje global de valores máximos ( $\%_g\{\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{max}\}$ ) de 24.

**Tabla 8-7.** Porcentajes de coherencias máximas de cada sesión en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, obtenidos de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  entre el registro de superficie abdominal y los registros internos de un total de 10 sesiones de registro. Se marca con negritas los mayores valores y en la última fila se presenta el porcentaje global promedio de los porcentajes de todas las sesiones.

Sesiones	Porcentaje de $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{MAX}$					
	S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
<b>S1</b> (N=241)	9	16	9	24	<b>26</b>	16
<b>S2</b> (N=163)	7	15	11	<b>24</b>	22	20
<b>S3</b> (N=209)	13	14	13	<b>22</b>	19	18
<b>S4</b> (N=95)	19	14	13	15	<b>20</b>	<b>20</b>
<b>S5</b> (N=136)	7	7	14	25	21	<b>26</b>
<b>S6</b> (N=203)	7	6	16	21	<b>25</b>	<b>25</b>
<b>S7</b> (N=110)	11	8	17	24	<b>28</b>	12
<b>S8</b> (N=128)	6	3	11	<b>29</b>	25	26
<b>S9</b> (N=102)	16	8	10	<b>29</b>	21	16
<b>S10</b> (N=178)	1	4	10	<b>30</b>	14	40
$\%_g\{\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{MAX}\}$	10	9	13	<b>24</b>	22	22

En la Tabla 8-8 se presentan los parámetros de los valores de coherencias máximos de las funciones promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz de 10 sesiones de registro (1537 minutos), obtenidos con la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) entre la señal de superficie abdominal y los registros internos, así como los valores de porcentaje del coeficiente de variación de la coherencia estimada con ARM ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}(f_{OL})$ ) en la componente de frecuencia ( $f_{OL}$ ), donde se obtiene el valor de coherencia de mayor valor de la función de coherencia promedio, en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz. Puede observarse en los valores resaltados en negritas, que la coherencia máxima ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) de los promedios en torno a la frecuencia de la onda lenta, se obtienen en diferentes puntos de medición para cada sesión. Esto podría deberse a que las señales son extraídas de perros diferentes que pueden presentar una distribución del intestino distinta y al registrarse la señal ésta se capta en electrodos diferentes. Además, donde se obtiene el valor de mayor magnitud de la función de coherencia promedio de cada sesión, se produce el porcentaje del coeficiente de variación de coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}(f_{OL})$ ) de menor valor, excepto en la sesión 6. Sin embargo, el valor global de coherencia máximo de los promedios ( $\mu_g$ ), indica que existe una mayor similitud entre el EEnG de superficie abdominal y el registro de yeyuno1, mostrando un valor de coherencia global de 0.585, obtenido en la frecuencia  $f_{OL} = 0.308$  Hz, lo que sugeriría que yeyuno1 es la fuente de señal que se capta en superficie abdominal. También puede verse que la frecuencia promedio global de todas las sesiones disminuye de manera aboral desde S-D hasta S-I.

En la Tabla 8-9 se muestran los valores promedios de las frecuencias de la onda lenta ( $\bar{f}_{OL}$ ), coherencias promedio de los valores máximos de coherencia ( $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)_{max}\}$ ), desviación estándar y el coeficiente de variación de la función de coherencia promedio de los valores de coherencia máximos en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, obtenidos con la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) entre la señal del EEnG en superficie abdominal y los registros internos de 10 sesiones (1537 minutos). Puede verse, que al obtener el promedio de los valores de coherencias máximos en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, se producen valores de coherencia más elevados que los que se presentan en la Tabla 8-8. Sin embargo los valores de los coeficientes de variación de coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{ARM}}(f_{OL})$ ) de menor valor, se obtienen en puntos de registro diferentes a los que proporcionan el valor de coherencia de mayor magnitud del promedio en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, incluso para el promedio global de todas las sesiones, como en los resultados mostrados en la Tabla 8-8, incluso para el promedio global de todas las sesiones. Aunque, la señal de superficie abdominal y yeyuno1, presenta un valor de coherencia promedio global de  $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_g = 0.707$  en 0.301 Hz. Este resultado sugiere que existe una mejor similitud que en los otros puntos de medición. Por lo tanto, la fuente de señal que, en términos globales, se hace presente en el registro de superficie corresponde a la de yeyuno1. Por otra parte, también se puede observar que los valores de frecuencia promedio globales ( $\mu_g$ ) presentan una disminución desde superficie-duodeno (S-D) hasta superficie-íleon (S-I).

**Tabla 8-8.** Valores de coherencia máximos de las funciones promedio, obtenidos de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) y su frecuencia, entre la señal de superficie abdominal y los registros de medición internos, porcentaje del coeficiente de variación de coherencia ( $CVC^{ARM}(f_{OL})$ ) en la componentes de frecuencia ( $f_{OL}$ ) donde se produce la mayor magnitud de la función de coherencia promedio, en el rango de 0.2 Hz-0.4 Hz de 10 sesiones de registro.

Sesión		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
<b>S1</b> (N=241)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	0.317	<b>0.308</b>	0.300	0.292	0.308
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.448	0.623	<b>0.635</b>	0.479	0.428	0.346
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	64	48	<b>42</b>	54	60	75
<b>S2</b> (N=163)	$f_{OL}$ (Hz)	0.317	0.308	0.300	<b>0.300</b>	0.292	0.292
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.414	0.461	0.468	<b>0.642</b>	0.498	0.437
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	61	59	58	<b>41</b>	54	57
<b>S3</b> (N=209)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	0.308	<b>0.308</b>	0.308	0.300	0.308
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.564	0.671	<b>0.720</b>	0.600	0.462	0.625
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	48	43	<b>38</b>	50	57	43
<b>S4</b> (N=95)	$f_{OL}$ (Hz)	0.325	0.317	0.325	0.300	0.308	<b>0.292</b>
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.487	0.375	0.398	0.487	0.502	<b>0.578</b>
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	53	63	65	57	56	<b>45</b>
<b>S5</b> (N=136)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	<b>0.308</b>	0.308	0.292	0.275	0.267
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.659	<b>0.663</b>	0.617	0.383	0.426	0.456
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	37	<b>36</b>	43	65	63	55
<b>S6</b> (N=203)	$f_{OL}$ (Hz)	<b>0.308</b>	0.308	0.308	0.283	0.275	0.267
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	<b>0.633</b>	0.630	0.551	0.418	0.623	0.468
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	39	43	49	61	<b>37</b>	60
<b>S7</b> (N=110)	$f_{OL}$ (Hz)	0.300	<b>0.300</b>	0.300	0.300	0.283	0.258
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.677	<b>0.678</b>	0.664	0.530	0.473	0.362
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	43	<b>39</b>	42	56	61	68
<b>S8</b> (N=128)	$f_{OL}$ (Hz)	<b>0.308</b>	0.300	0.300	0.300	0.292	0.267
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	<b>0.751</b>	0.654	0.680	0.663	0.473	0.409
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	<b>27</b>	34	32	38	56	60
<b>S9</b> (N=102)	$f_{OL}$ (Hz)	<b>0.308</b>	0.308	0.308	0.308	0.308	0.308
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	<b>0.772</b>	0.768	0.688	0.697	0.422	0.398
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	<b>30</b>	30	38	40	65	62
<b>S10</b> (N=178)	$f_{OL}$ (Hz)	0.317	0.317	0.317	0.292	0.283	<b>0.258</b>
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.339	0.294	0.433	0.368	0.399	<b>0.454</b>
	$CVC^{ARM}(f_{OL})$ (%)	69	75	59	62	60	<b>56</b>
$\mu_g \pm \sigma$	$f_{OLg}$ (Hz)	0.311±0.007	0.309±0.006	<b>0.308±0.008</b>	0.298±0.008	0.291±0.012	0.283±0.021
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OLg})$	0.574 ±0.148	0.582±0.152	<b>0.585±0.116</b>	0.527±0.119	0.471±0.064	0.453±0.088
	$CVC^{ARM}(f_{OLg})$ (%)	47±14	47±14	<b>46±11</b>	52±10	57±8	58±9

Tabla 8-9. Media  $\pm$  desviación típica de las coherencias máximas y de frecuencia y coeficiente de variación asociados obtenidas en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ), obtenida entre la señal de superficie abdominal y los registros internos de cada sesión de registros de un total de 10 sesiones.

Sesión		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
S1 (N=241)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.298 $\pm$ 0.041	0.305 $\pm$ 0.028	<b>0.305<math>\pm</math>0.024</b>	0.290 $\pm$ 0.039	0.285 $\pm$ 0.031	0.282 $\pm$ 0.046
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.645 $\pm$ 0.199	0.761 $\pm$ 0.220	<b>0.767<math>\pm</math>0.190</b>	0.709 $\pm$ 0.191	0.682 $\pm$ 0.214	0.576 $\pm$ 0.205
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	31	29	<b>25</b>	27	31	36
S2 (N=163)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.285 $\pm$ 0.050	0.290 $\pm$ 0.040	0.293 $\pm$ 0.037	<b>0.295<math>\pm</math>0.024</b>	0.286 $\pm$ 0.033	0.279 $\pm$ 0.039
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.596 $\pm$ 0.197	0.640 $\pm$ 0.210	0.645 $\pm$ 0.198	<b>0.787<math>\pm</math>0.173</b>	0.676 $\pm$ 0.194	0.606 $\pm$ 0.186
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	33	33	31	<b>22</b>	29	31
S3 (N=204)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.302 $\pm$ 0.036	0.307 $\pm$ 0.022	<b>0.308<math>\pm</math>0.022</b>	0.300 $\pm$ 0.018	0.291 $\pm$ 0.029	0.305 $\pm$ 0.025
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.753 $\pm$ 0.181	0.814 $\pm$ 0.173	<b>0.877<math>\pm</math>0.128</b>	0.806 $\pm$ 0.164	0.669 $\pm$ 0.201	0.777 $\pm$ 0.188
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	24	21	<b>15</b>	20	30	24
S4 (N=95)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.313 $\pm$ 0.032	0.299 $\pm$ 0.038	0.309 $\pm$ 0.036	0.300 $\pm$ 0.034	0.303 $\pm$ 0.021	<b>0.291<math>\pm</math>0.021</b>
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.680 $\pm$ 0.147	0.587 $\pm$ 0.202	0.614 $\pm$ 0.166	0.677 $\pm$ 0.190	0.687 $\pm$ 0.190	<b>0.712<math>\pm</math>0.205</b>
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	22	34	<b>27</b>	28	28	29
S5 (N=136)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.306 $\pm$ 0.023	<b>0.306<math>\pm</math>0.016</b>	0.302 $\pm$ 0.023	0.287 $\pm$ 0.026	0.277 $\pm$ 0.025	0.266 $\pm$ 0.028
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.768 $\pm$ 0.172	<b>0.769<math>\pm</math>0.181</b>	0.734 $\pm$ 0.207	0.587 $\pm$ 0.199	0.623 $\pm$ 0.209	0.613 $\pm$ 0.206
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	<b>22</b>	24	28	34	34	37
S6 (N=203)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.303 $\pm$ 0.021	0.303 $\pm$ 0.020	0.299 $\pm$ 0.026	0.283 $\pm$ 0.025	<b>0.274<math>\pm</math>0.015</b>	0.269 $\pm$ 0.030
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.715 $\pm$ 0.187	0.702 $\pm$ 0.217	0.664 $\pm$ 0.213	0.598 $\pm$ 0.189	<b>0.751<math>\pm</math>0.174</b>	0.609 $\pm$ 0.215
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	26	31	32	32	<b>23</b>	35
S7 (N=110)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	<b>0.295<math>\pm</math>0.030</b>	0.298 $\pm$ 0.024	0.297 $\pm$ 0.022	0.285 $\pm$ 0.032	0.279 $\pm$ 0.024	0.268 $\pm$ 0.032
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	<b>0.737<math>\pm</math>0.223</b>	0.718 $\pm$ 0.233	0.722 $\pm$ 0.240	0.707 $\pm$ 0.204	0.679 $\pm$ 0.217	0.520 $\pm$ 0.187
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	<b>30</b>	32	33	29	32	36
S8 (N=128)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	<b>0.304<math>\pm</math>0.013</b>	0.300 $\pm$ 0.017	0.298 $\pm$ 0.020	0.295 $\pm$ 0.021	0.291 $\pm$ 0.017	0.278 $\pm$ 0.021
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	<b>0.796<math>\pm</math>0.171</b>	0.723 $\pm$ 0.178	0.751 $\pm$ 0.171	0.739 $\pm$ 0.181	0.680 $\pm$ 0.187	0.624 $\pm$ 0.196
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	<b>21</b>	25	23	24	28	31
S9 (N=102)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	<b>0.310<math>\pm</math>0.016</b>	0.311 $\pm$ 0.019	0.307 $\pm$ 0.011	0.300 $\pm$ 0.029	0.288 $\pm$ 0.038	0.292 $\pm$ 0.030
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	<b>0.839<math>\pm</math>0.147</b>	0.811 $\pm$ 0.175	0.737 $\pm$ 0.206	0.765 $\pm$ 0.207	0.595 $\pm$ 0.217	0.584 $\pm$ 0.188
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	<b>18</b>	22	28	27	36	32
S10 (N=178)	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.291 $\pm$ 0.053	0.292 $\pm$ 0.046	0.297 $\pm$ 0.043	0.281 $\pm$ 0.031	0.278 $\pm$ 0.032	<b>0.257<math>\pm</math>0.021</b>
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})\}$	0.507 $\pm$ 0.174	0.504 $\pm$ 0.169	0.563 $\pm$ 0.204	0.561 $\pm$ 0.185	0.560 $\pm$ 0.203	<b>0.622<math>\pm</math>0.191</b>
	$CVC^{ARM}(f_{ol})$ (%)	34	34	36	33	36	<b>31</b>
$\mu_g \pm \sigma$	$\bar{f}_{OLg}$ (Hz)	0.301 $\pm$ 0.008	0.301 $\pm$ 0.007	<b>0.301<math>\pm</math>0.006</b>	0.292 $\pm$ 0.007	0.285 $\pm$ 0.009	0.279 $\pm$ 0.014
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{ARM}(f_{ol})_g\}$	0.704 $\pm$ 0.099	0.703 $\pm$ 0.100	<b>0.707<math>\pm</math>0.089</b>	0.694 $\pm$ 0.086	0.660 $\pm$ 0.054	0.624 $\pm$ 0.072
	$CVC^{ARM}(f_{ol})_g$ (%)	<b>26<math>\pm</math>6</b>	29 $\pm$ 5	28 $\pm$ 6	28 $\pm$ 5	31 $\pm$ 4	32 $\pm$ 4



### 8.4.2 Estimación de la función de coherencia usando la técnica MUSIC

En este apartado se observará la respuesta de la función de coherencia estimada con la técnica MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ). En el subapartado 8.4.2.1, se muestra la  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  aplicada a algunos segmentos de un minuto de sesiones diferentes de cada registro de señal del EEnG preprocesado (apartado 6.3). En el subapartado 8.4.2.2, se aplica la  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  a las 10 sesiones de registros, obteniéndose la evolución temporal de los valores máximos de la  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  entre el registro externo y los registros internos.

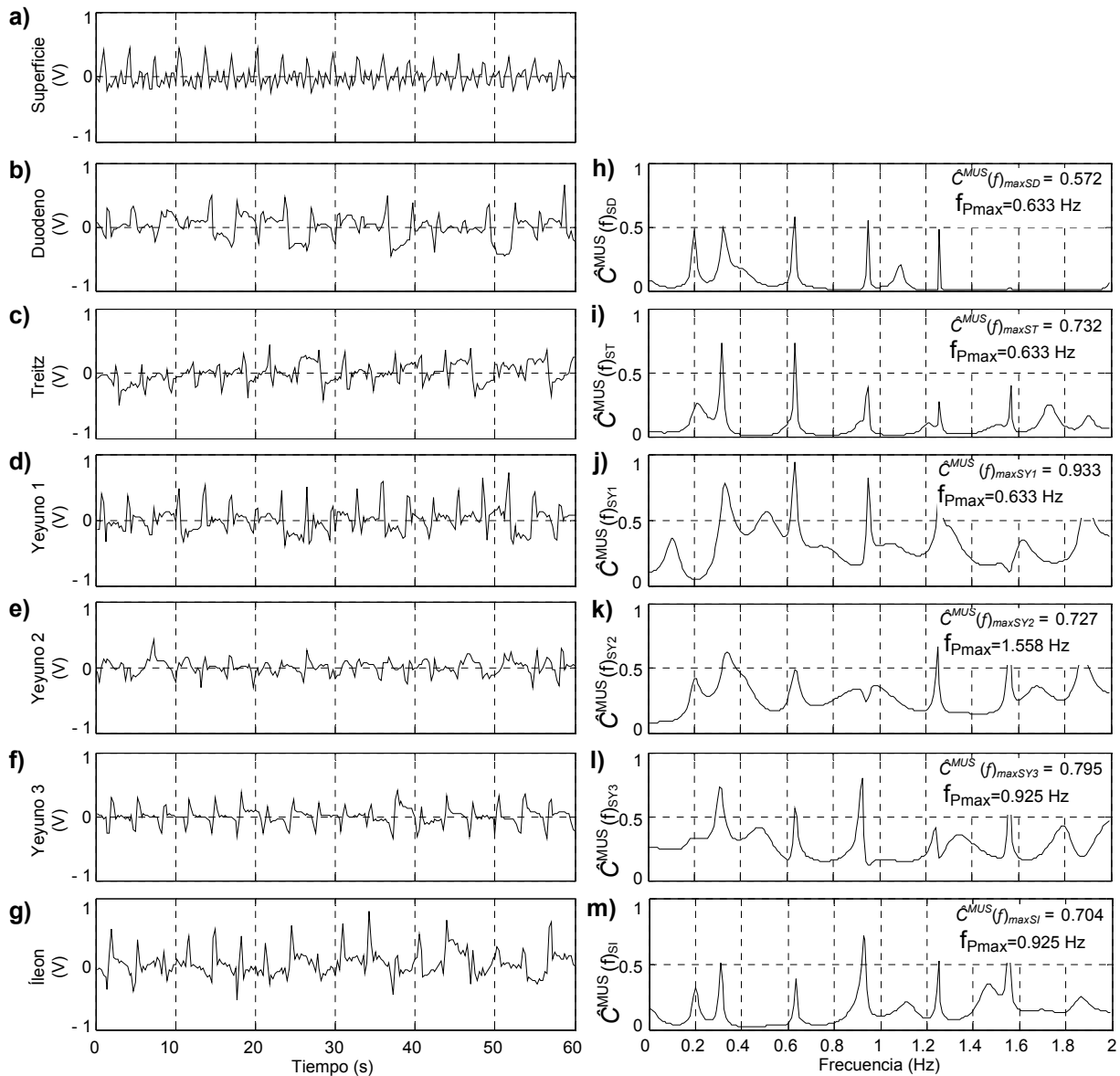
También muestra la  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  solapadas de todos los minutos de cada sesión, evaluada para las diferentes coherencias de cada punto de medición y contrastadas con la coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$ ). Además, se muestra el coeficiente de variación de la coherencia ( $CVC^{MUSIC}$ ) para cada componente de frecuencia y entre el registro de superficie abdominal y los registros de medición internos.

- **Ejemplo de análisis de la función de coherencia estimada con el método MUSIC**

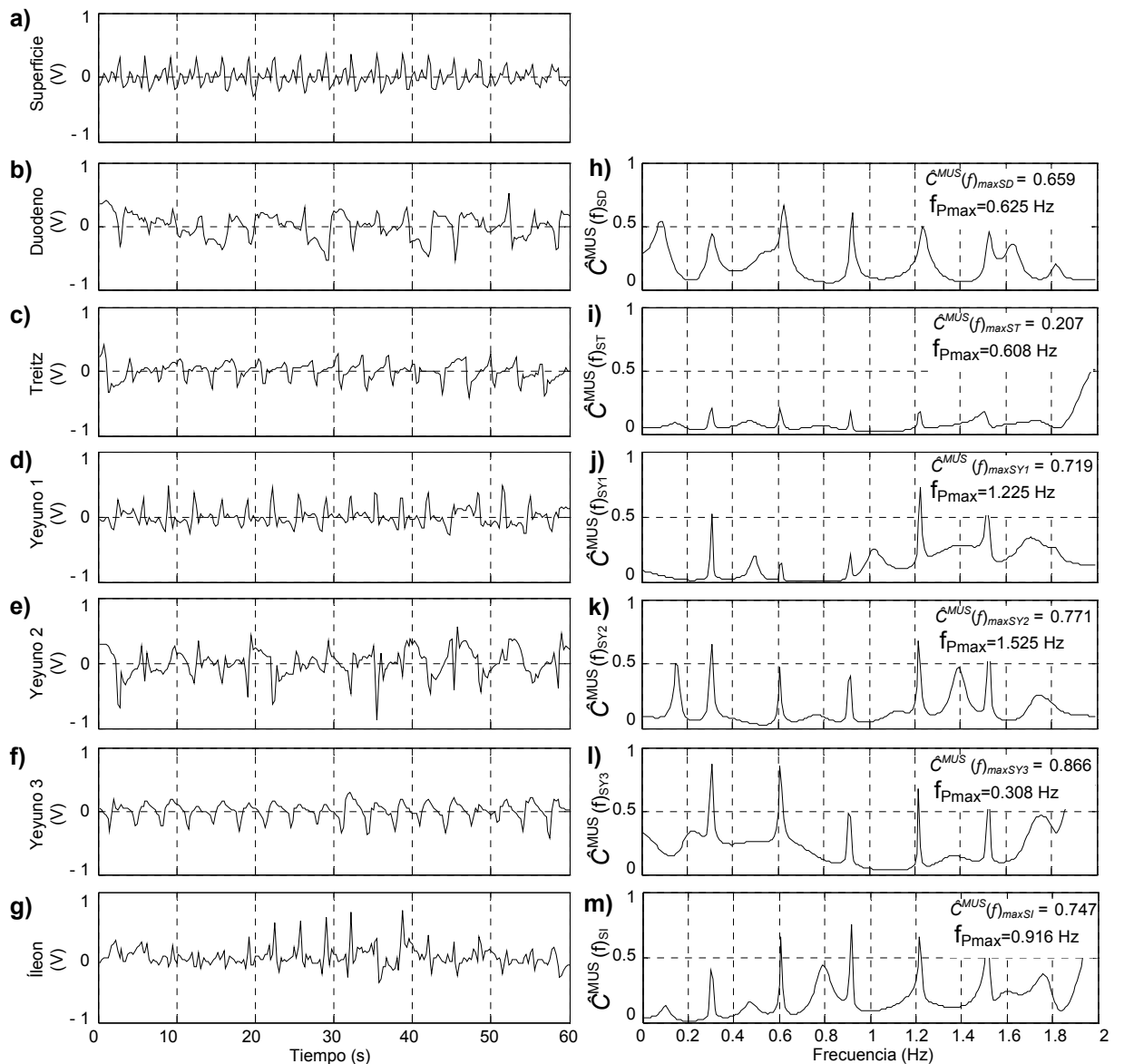
La figura 8-36 exhibe los registros de 7 señales del EEnG (trazos izquierda) adquiridos simultáneamente en segmentos de 1 minuto (sesión 1) y los resultados obtenidos (Figura 8-36h,i,j,k,l,m) al aplicar la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal (Figura 8-36a) y los registros internos (Figura 8-36b,c,d,e,f,g). En cada una de las respuestas de la función de coherencia se obtiene un valor de coherencia máximo ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{max}$ ) entre superficie abdominal y los registros internos, así como su correspondiente frecuencia del pico máximo ( $f_{Pmax}$ ). Puede observarse, que las respuestas de la función de coherencia captan la morfología de la señal del EEnG, mostrando valores de coherencia en la componente de frecuencia fundamental y sus armónicos de menor valor que los obtenidos con la función de coherencia estimada con ARM. Los valores máximos de coherencia se obtienen alrededor del primero, segundo y tercer armónico, esto indica que el valor de coherencia máximo no siempre se obtiene en torno a la frecuencia de la onda lenta. En este segmento de señal, el valor de coherencia más elevado se obtiene en el segundo armónico entre superficie-yeyuno1 ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{maxSY1} = 0.933$ ) en 0.633Hz. También pueden apreciarse, que entre 0 y 0.2 Hz se muestran menos picos. La respuesta de  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$  es más suavizada y los picos tienen un ancho de banda más angosto, a diferencia del resultado que muestra la función de coherencia estimada con ARM, para este mismo minuto (Figura 8-17).

En la figura 8-37, se presenta otro segmento de minuto de la sesión 1, con los 7 registros del EEnG simultáneos (trazo izquierda) y su respuesta (trazos derecha) obtenida de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ) entre el registro de la señal externa (Figura 8-37a) y cada una de las señales del EEnG interno (Figura 8-37b,c,d,e,f,g), así como su correspondiente frecuencia del pico máximo ( $f_{Pmax}$ ). Se puede ver que la respuesta de la función de coherencia en todos los puntos de medición ha detectado la frecuencia de la onda lenta y los armónicos de la señal del EEnG, aunque los picos tienen un valor de coherencia más pequeño que el obtenido en la figura 8-18. Puede observarse, que los valores de coherencia máximos ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{max}$ ) están alrededor de la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico. Para esta ventana de análisis, el valor de coherencia máximo alrededor de la frecuencia de la onda lenta, se produce entre superficie-yeyuno3 ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{maxSY3} = 0.866$ ) en  $f_{Pmax} = 0.308$  Hz.

Por lo tanto, el registro de yeyuno3 (a 135 cm con respecto al ángulo de Treitz) es quien tiene una mejor similitud con el registro captado en superficie abdominal.



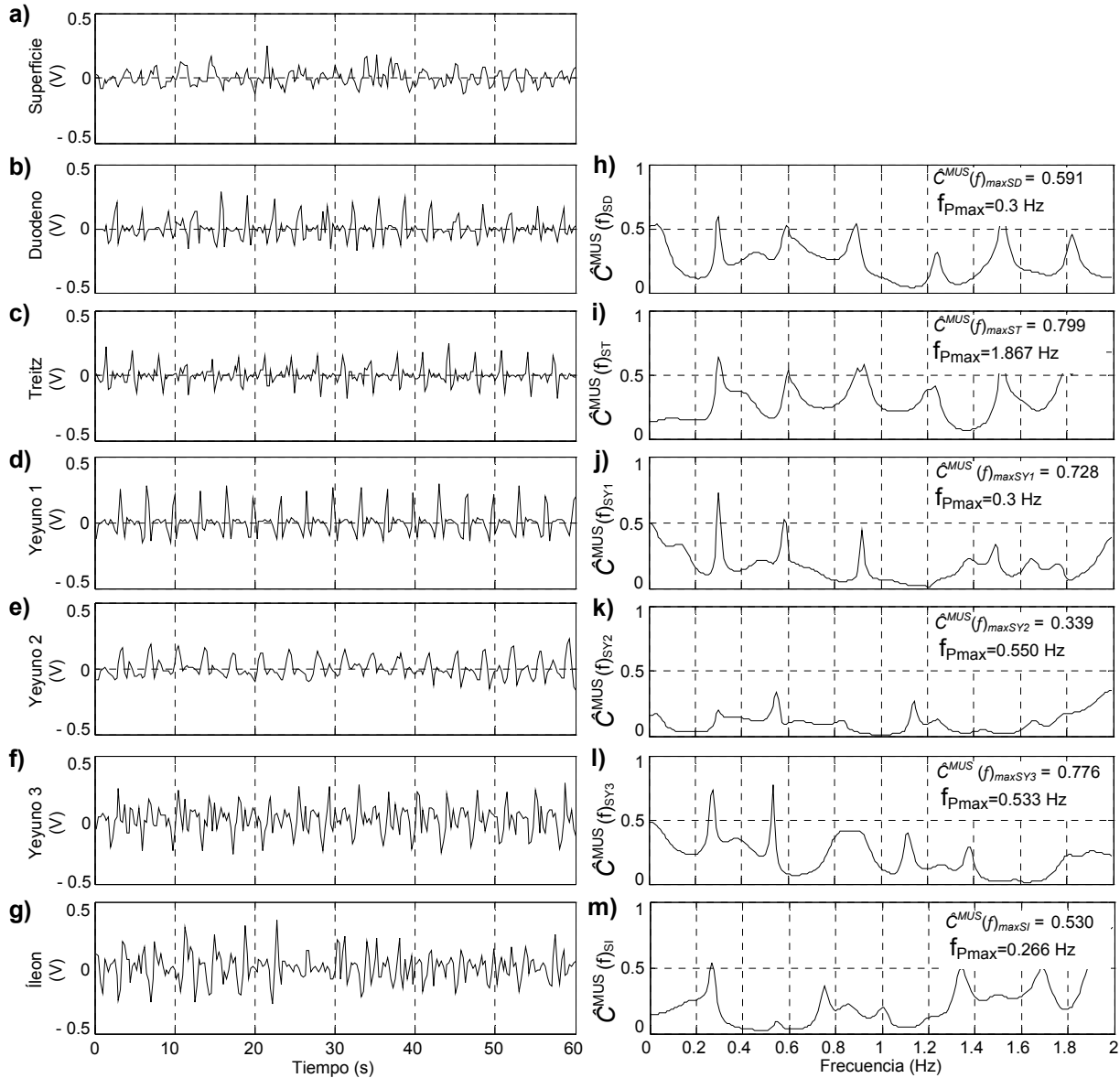
**Figura 8-36.** Análisis de un minuto de señal (sesión 1), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia estimada con MUSIC entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno 1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno 3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).



**Figura 8-37.** Análisis de un minuto de señal (sesión 1), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia estimada con MUSIC entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

La figura 8-38 muestra un ejemplo de un segmento de señal del EEnG de 1 minuto (trazos izquierda), obtenidos simultáneamente de la sesión 6. También, se exhibe el resultado (trazos derecha) de las funciones de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del punto de registro de superficie abdominal (Figura 8-38a) y cada uno de los registros de señal interna (Figura 8-38 b,c,d,e,f,g). Puede observarse que los valores de coherencia máximo, se presentan en torno a la frecuencia de la onda lenta, primero y quinto armónico. Sin embargo, en el registro entre superficie-yeyuno2 se obtienen valores de coherencia pequeños. Este resultado sugiere, que existe poca similitud entre ambas señales. De los tres registros que tienen el valor de coherencia máximo alrededor de la frecuencia de la onda lenta, el que muestra más similitud con el registro del EEnG en superficie abdominal es el de yeyuno1 ( $\hat{C}^{MUS}(f)_{maxSY1} = 0.728$ ) en  $f_{Pmax} = 0.3$  Hz. También se pueden apreciar menos picos entre 0 Hz - 0.2 Hz. Además, la respuesta de  $\hat{C}^{MUS}(f)$  es más suavizada a la obtenida con la función de coherencia estimada con ARM, para el mismo minuto

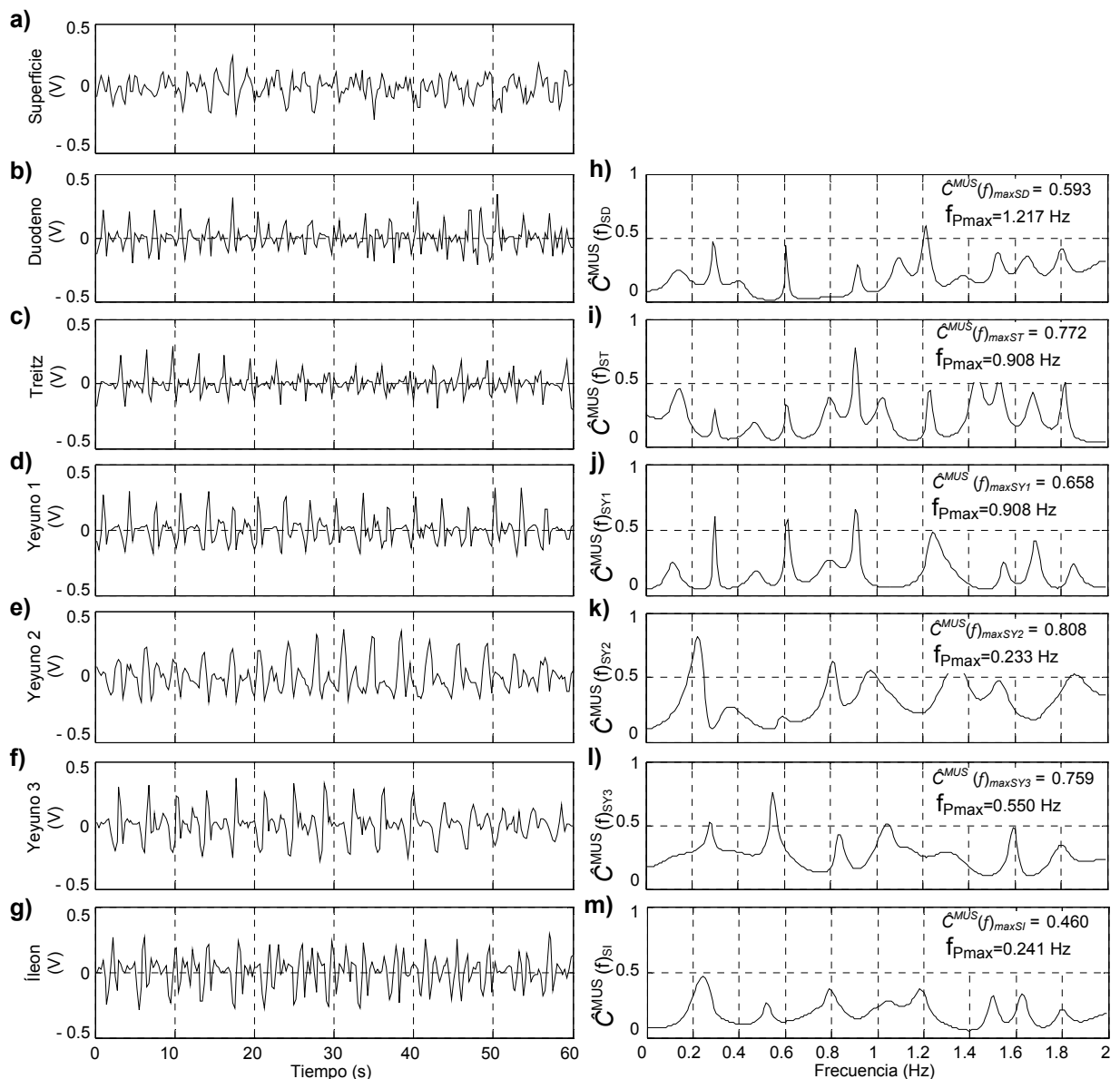
(Figura 8-19). Esto podría deberse a que la técnica MUSIC es un pseudo espectro que no representa verdadera energía, por lo que es menos sensible a las interferencias.



**Figura 8-38.** Análisis de un minuto de señal (sesión 6), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia estimada con MUSIC entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** ileon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

La figura 8-39 presenta otro minuto de señal del EEnG de la sesión 6, obtenido simultáneamente de 7 puntos de medición (trazos izquierda). También se muestra el resultado de la función de coherencia (Figura 8-39h,i,j,k,l,m) estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) realizada entre el registro de superficie abdominal (Figura 8-39a) y cada uno de los registros de señal interna (Figura 8-39 b,c,d,e,f,g). Puede apreciarse que la respuesta de la función de coherencia, en algunos puntos de medición, presenta picos que no corresponden a las armónicas, esto podría deberse que para este minuto de análisis el orden del método está sobreestimado o a la existencia del efecto de alimentación cruzada que se produce en el propio método. También se observa que los valores de coherencia máximo se producen en torno a la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico. Pero alrededor de la frecuencia de la onda lenta, el registro que obtiene el valor más elevado de coherencia es el registro de yeyuno2 ( $\hat{C}^{MUS}(f)_{max} = 0.808$ ) en 0.233 Hz, mostrando mayor similitud con el registro de

superficie abdominal. También puede observarse que en el rango de 0 Hz a 0.2 Hz, solo se muestra un pico en los registros de las figura 8-39h,i,j, esto podría deberse a la poca influencia de las interferencias en el registro del EEnG de superficie abdominal.



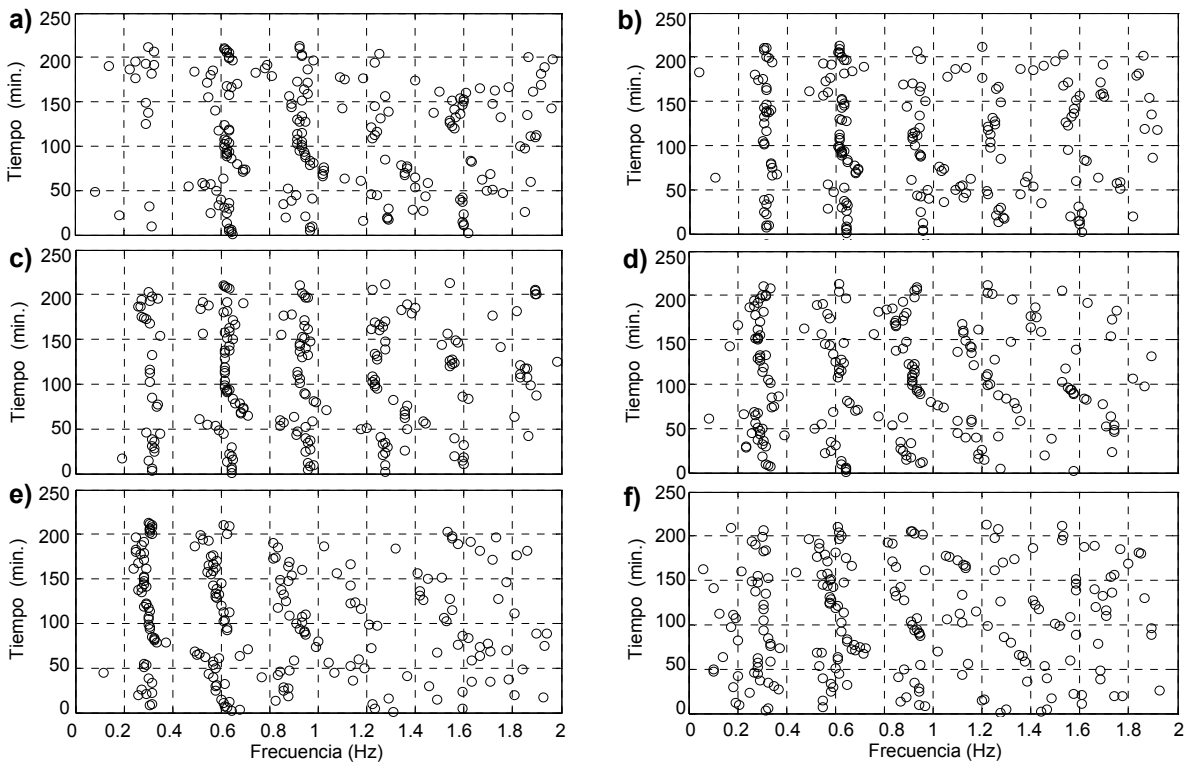
**Figura 8-39.** Análisis de un minuto de señal (sesión 6), **a-g)** EEnG obtenido de 6 registros internos y uno externo **h-m)** Función de coherencia estimada con MUSIC entre el registro de superficie y: **b)** duodeno ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SD}$ ), **c)** Treitz ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{ST}$ ), **d)** yeyuno1 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY1}$ ), **e)** yeyuno 2 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY2}$ ), **f)** yeyuno3 ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SY3}$ ), **g)** íleon ( $\hat{C}^{ARM}(f)_{SI}$ ).

- **Análisis de la respuesta de la función de coherencia estimada con el método MUSIC**

En este subapartado, se exhibe la evolución temporal de los valores de coherencia máximos obtenidos de la función de coherencia estimada con la técnica MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ), para observar en qué componentes de frecuencia se produce la concentración de valores máximos de coherencias en cada uno de los puntos de registro medidos. También se presenta la respuesta superpuestas de cada una de las funciones de coherencia estimadas y el promedio de cada uno de los registros evaluados, entre la señal de superficie abdominal y los registros internos. Además, a través del promedio de la función de coherencia se determinará el porcentaje de variación de la coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{MUSIC}}$ ), observando la variación de amplitud que se

presenta en cada componente de frecuencia de la ventana de análisis y la variación de la respuesta de la función de coherencia con respecto a la función de coherencia promedio.

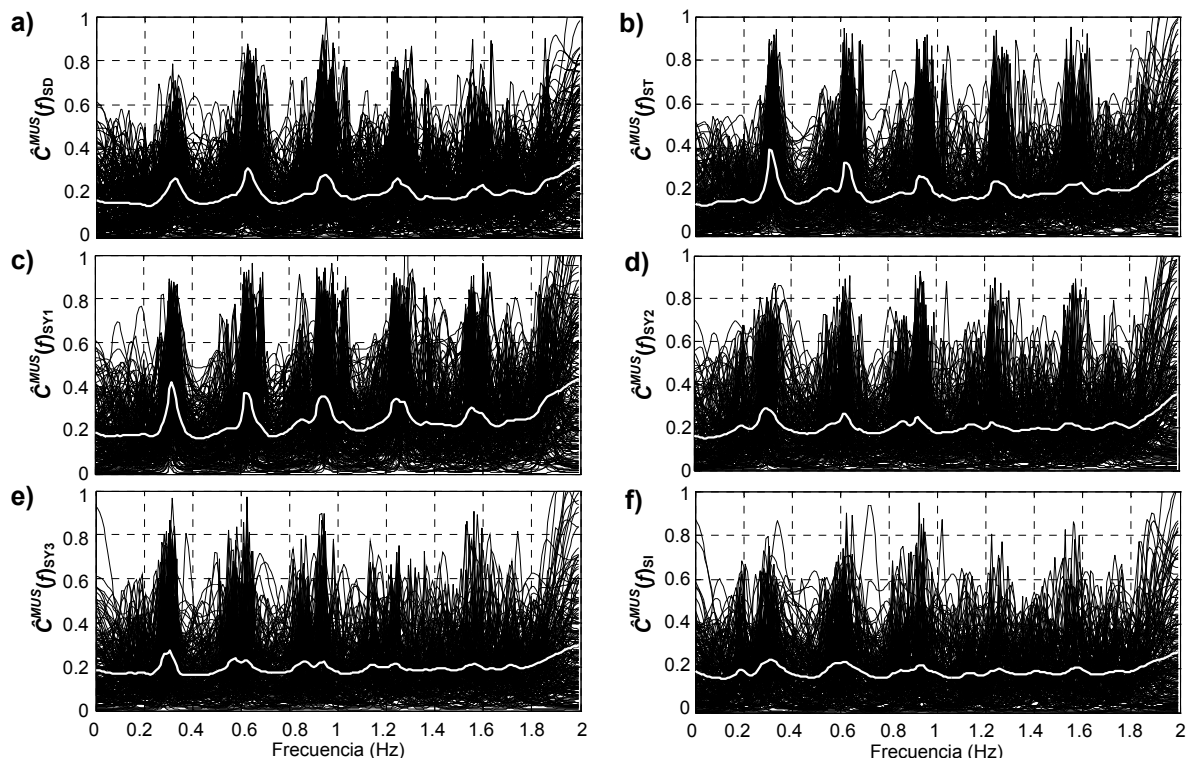
La figura 8-40 muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 241 minutos correspondiente a la sesión 1, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se observa que en los distintos puntos de medición, los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia de la onda lenta, del primero y segundo armónico, mostrando una menor concentración de valores que los obtenidos con la función de coherencia estimada con ARM. Aunque los registros de superficie-duodeno y superficie-yeyuno1, presentan menor concentración de valores de coherencia máximos en torno a la frecuencia de la onda lenta, como se muestra en las figura 8-40a,c. Asimismo, en la mayoría de los registros de medida se obtienen algunos valores de coherencia máximos en el rango de 0 a 0.2 Hz. También puede verse que los valores de coherencia máximos presentan una variación a lo largo del tiempo como fue mostrado en el apartado 7.5.2.



**Figura 8-40.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencias estimadas con el método MUSIC, obtenidas de la sesión 1 (241 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos. **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-41 muestra los resultados solapados de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 241 minutos (sesión1) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse que las respuestas de la función de coherencia estimadas alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los puntos de medición son menores a las obtenidas con la función de coherencia estimada con ARM. Además, mediante la función de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ) en los registros de la figura 8-41a,b,c se aprecia que los valores máximos están en torno a la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico.

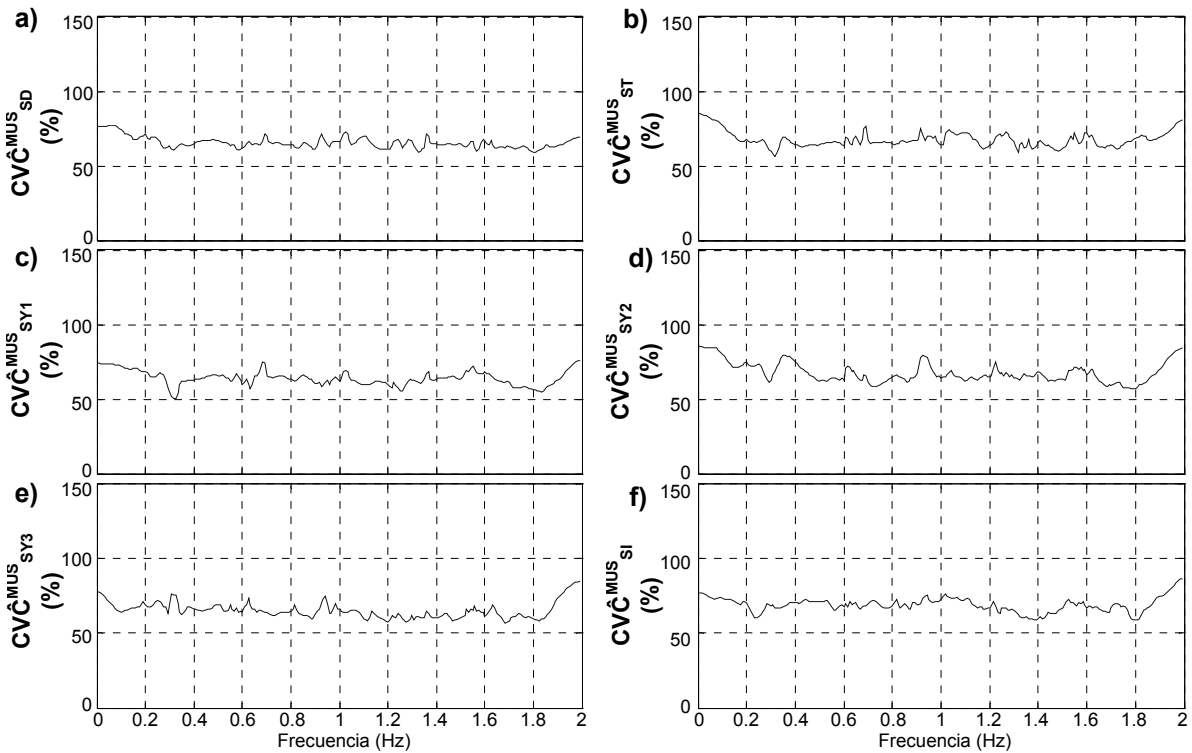
Mientras que en la figura 8-41d,e,f, los valores promedio son muy pequeños debido a la dispersión que muestran las respuestas de  $\hat{C}^{MUS}(f)$ . El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal-yeyuno1  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1}\} = 0.418$  sobre la frecuencia de 0.317 Hz. Esto sugiere que la fuente de señal captada en registro de superficie abdominal, corresponde a la señal de yeyuno 1. Sin embargo, la variación de los valores de coherencia estimados alrededor de las componentes de la onda lenta y los armónicos, evita que se alcance un valor de coherencia promedio mayor a 0.5, lo que podría deberse a la desalineación de los autos espectros al evaluar la función de coherencia. Además, en las figura 8-41d,e, se alcanza a visualizar la existencia de picos dobles alrededor del primero, segundo y tercer armónico, esto podría ser debido a que los valores de coherencia en torno a éstas componentes están variando a lo largo del tiempo lo que produce valores de coherencia cercanos a la componente de los armónicos y al realizar el promediado, da como resultado este doble pico.



**Figura 8-41.** Función de coherencia superpuesta de 241 segmentos (sesión 1) de 1 minuto estimadas con el método MUSIC entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-42 muestra el resultado del porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{MUS}$ ) en cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis de 0 Hz a 2 Hz. El cual se obtiene entre el valor de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 241 minutos (sesión 1). Puede observarse que el porcentaje del coeficiente de variación de coherencia tiene un valor de  $CVC^{MUS}_{SY1} = 50\%$  en torno a la frecuencia de la onda lenta (0.317 Hz), que es donde se alcanza la magnitud de coherencia de mayor valor de la función de coherencia promedio (Figura 8-41c) en el rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz y corresponde a la señal entre la superficie abdominal-yeyuno1 (Figura 8-42c). Asimismo en la señal de superficie-yeyuno3, se produce el

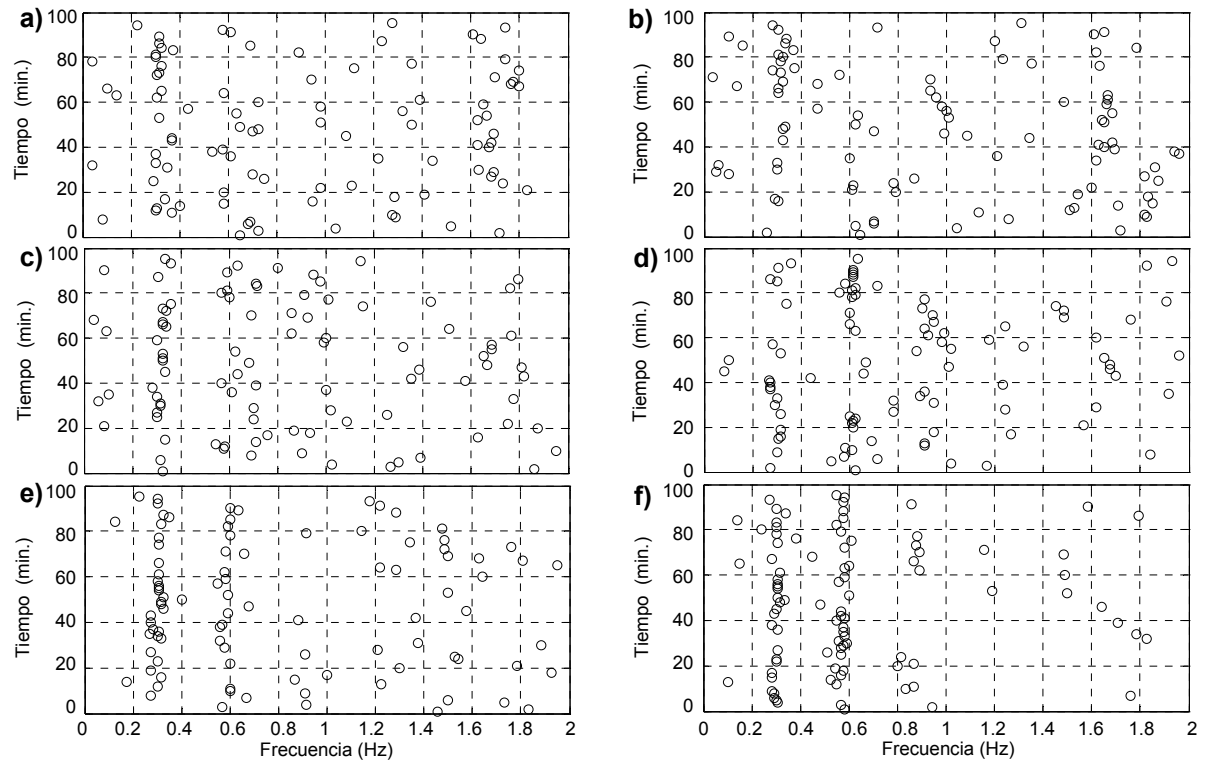
porcentaje de variación más elevado ( $CVC^{MUS}_{SY3} = 76\%$ ) de todos los puntos de medición.



**Figura 8-42.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método MUSIC, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 241 minutos (sesión 1). **a)**  $CVC^{MUS}_{SD}$ , **b)**  $CVC^{MUS}_{ST}$ , **c)**  $CVC^{MUS}_{SY1}$ , **d)**  $CVC^{MUS}_{SY2}$ , **e)**  $CVC^{MUS}_{SY3}$ , **f)**  $CVC^{MUS}_{SI}$ .

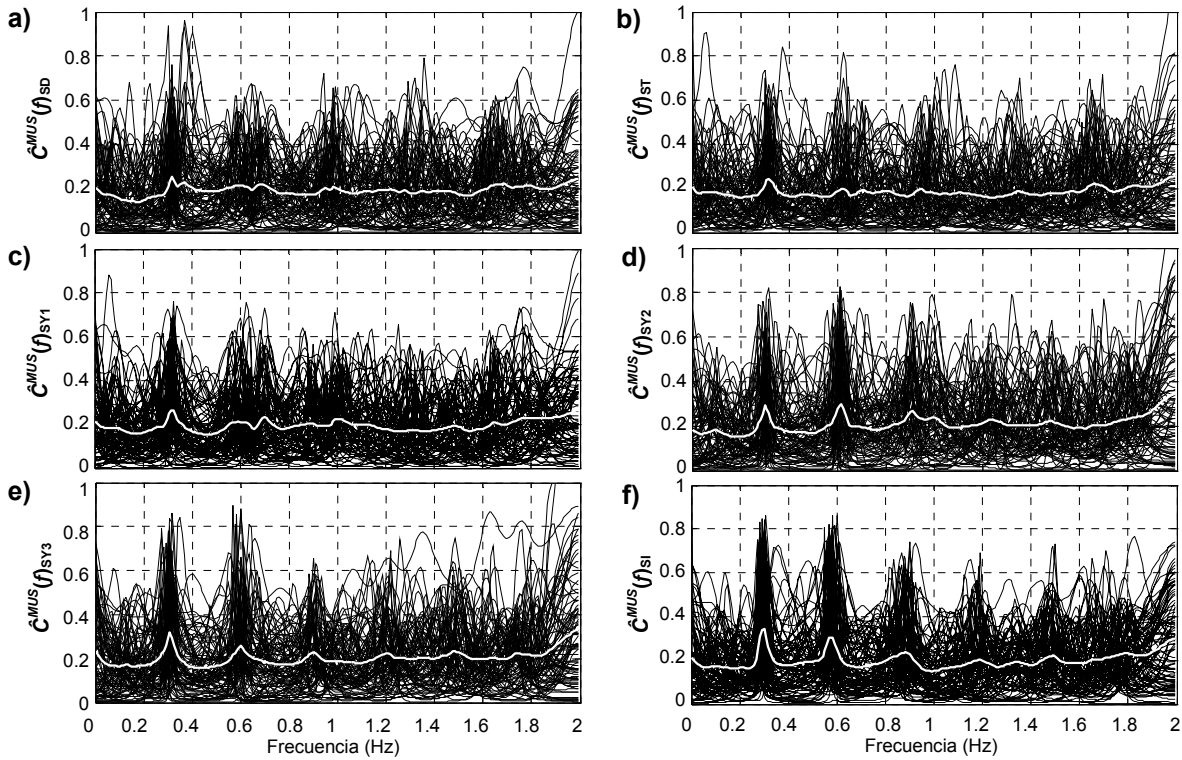
En la figura 8-43 se muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 95 minutos correspondiente a la sesión 4, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. En esta sesión, se aprecia mayor dispersión de los valores máximos logrados que con la función de coherencia estimada con ARM. Sin embargo, en los distintos puntos de medición, los valores de coherencia máximos en algunos registros se obtienen alrededor de la frecuencia de la onda lenta (Figura 8-43a,b,c) y en otros en la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico (Figura 8-43d,e,f). No obstante, los valores máximos de la función de coherencia están más concentrados entre la señal de superficie abdominal e íleon. Además, en la mayoría de los puntos de medida, se obtienen algunos valores de coherencia máximos en el rango de 0 a 0.2 Hz. Al igual que en la sesión 1, también se observa, que los valores de coherencia máximos muestran una variación a lo largo del tiempo de manera diferente, como fue mostrado en el apartado 7.5.2.





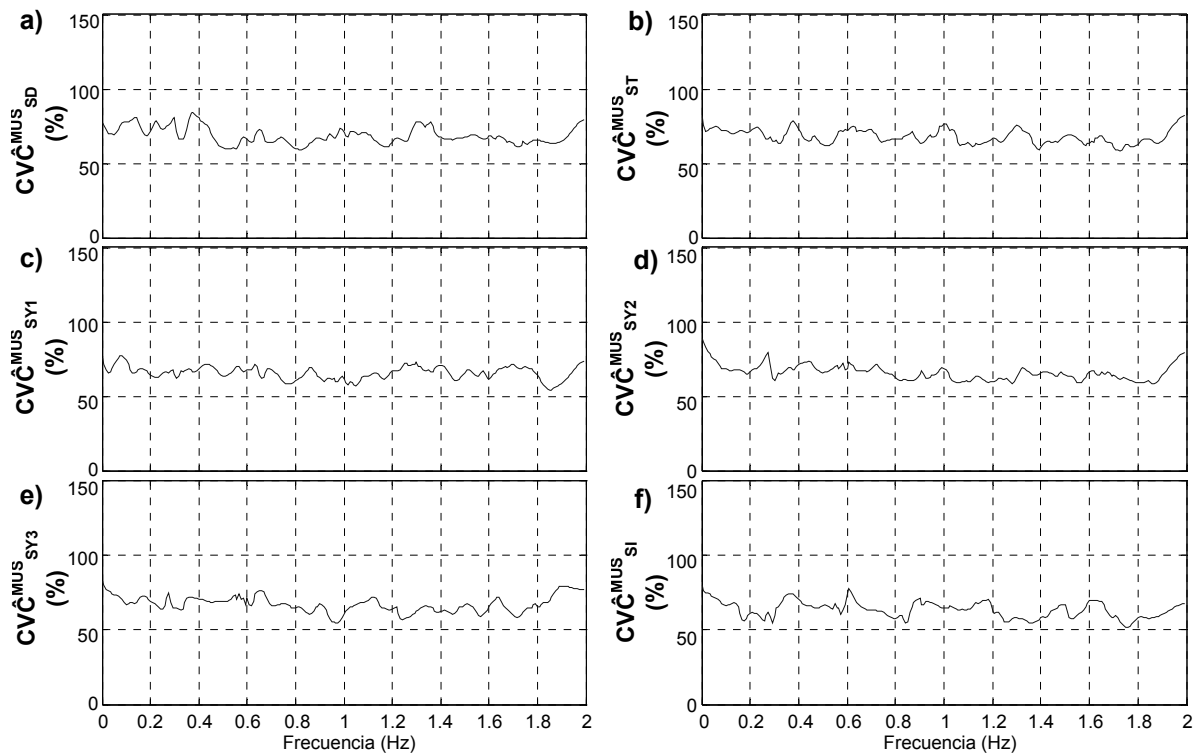
**Figura 8-43.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencia estimados con el método MUSIC, obtenidos de la sesión 4 entre la señal de superficie y los registros internos, **a)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-44 presenta los resultados solapados de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 95 minutos (sesión 4), así como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse una mayor dispersión que la sesión anterior (Figura 8-41) en las respuestas de función de coherencia estimada en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los registros. En la figura 8-44a,b,c se alcanza a visualizar mediante el valor de coherencia promedio un pico en torno a la frecuencia de la onda lenta. Mientras que en la figura 8-44d,e,f, se puede ver picos en la frecuencia de la onda lenta, primero y segundo armónico. Sin embargo, los valores de  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  son menores a 0.4. No obstante, el valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal e íleon  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SI}\} = 0.346$  sobre la frecuencia de 0.3 Hz. Este resultado, podría sugerir que la fuente de señal en el registro de superficie abdominal, corresponde a la señal de íleon.



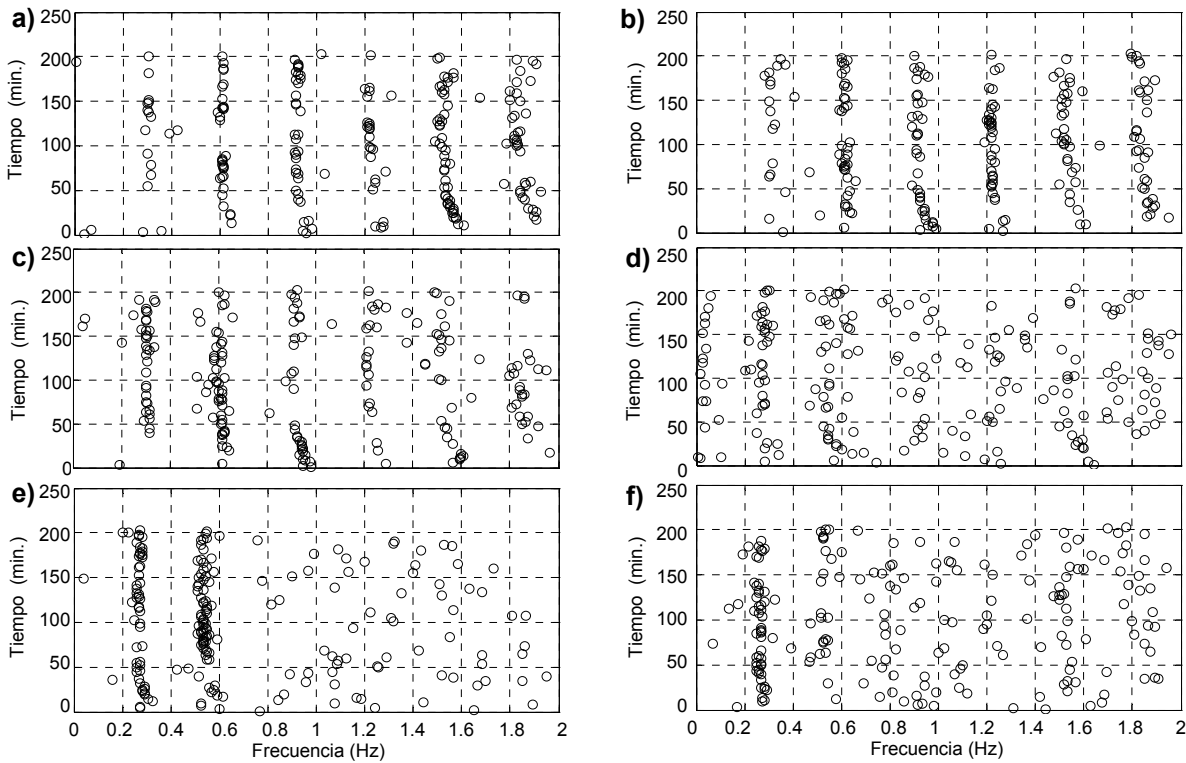
**Figura 8-44.** Función de coherencia superpuesta de 95 segmentos (sesión 4) de 1 minuto estimadas con el método MUSIC entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-45 presenta el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{MUSIC}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia del segmento de datos bajo análisis y son obtenidos entre el valor de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 95 minutos (sesión 4). Se aprecia que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se produce entre la señal de superficie abdominal-íleon con  $CVC^{MUSIC}_{SI} = 59\%$  (Figura 8-45f) en la frecuencia de 0.3 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-44f). En tanto que, en la señal de superficie-duodeno (Figura 8-45a), se obtiene el porcentaje de variación de mayor valor ( $CVC^{MUSIC}_{SD} = 66\%$ ) de todos los puntos de medida; mientras la coherencia de menor magnitud de la función de coherencia se obtiene entre la señal de superficie-Treitz.



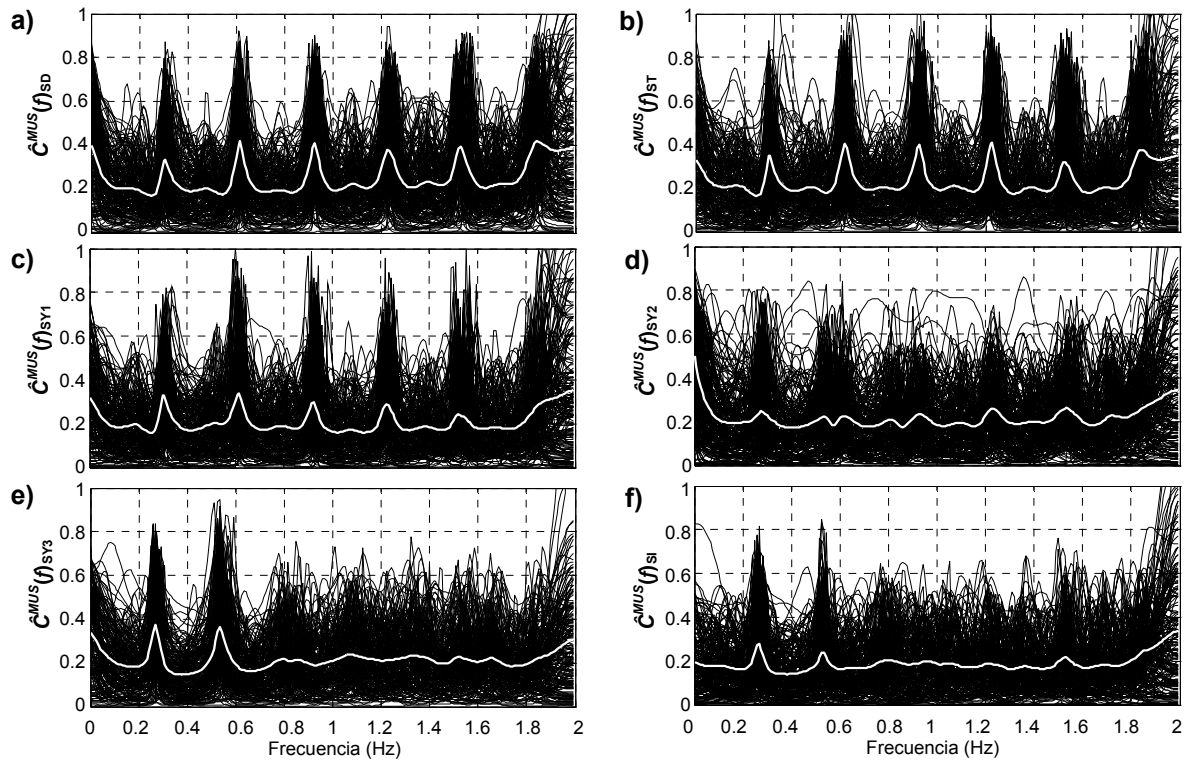
**Figura 8-45.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método MUSIC, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 95 minutos (sesión 4). **a)**  $CVC_{SD}^{MUS}$ , **b)**  $CVC_{ST}^{MUS}$ , **c)**  $CVC_{SY1}^{MUS}$ , **d)**  $CVC_{SY2}^{MUS}$ , **e)**  $CVC_{SY3}^{MUS}$ , **f)**  $CVC_{SI}^{MUS}$ .

La figura 8-46 muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos ( $\hat{C}^{MUS}(f)_{max}$ ) de 203 minutos correspondiente a la sesión 6, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se aprecia que en la figura 8-46a,b,c, los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia de la onda lenta y en la mayoría de armónicos de la ventana de análisis. Sin embargo, en la figura 8-46d, se muestra mayor dispersión que los otros registros, mientras que en la figura 8-46e, se agrupan los valores  $\hat{C}^{MUS}(f)_{max}$  en torno a la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico. En la figura 8-46f, solo se concentra los valores de  $\hat{C}^{MUS}(f)_{max}$  alrededor de la frecuencia de la onda lenta. En esta sesión no se presenta la variación de la frecuencia a lo largo del tiempo como se mostró en el apartado 7.5.2.



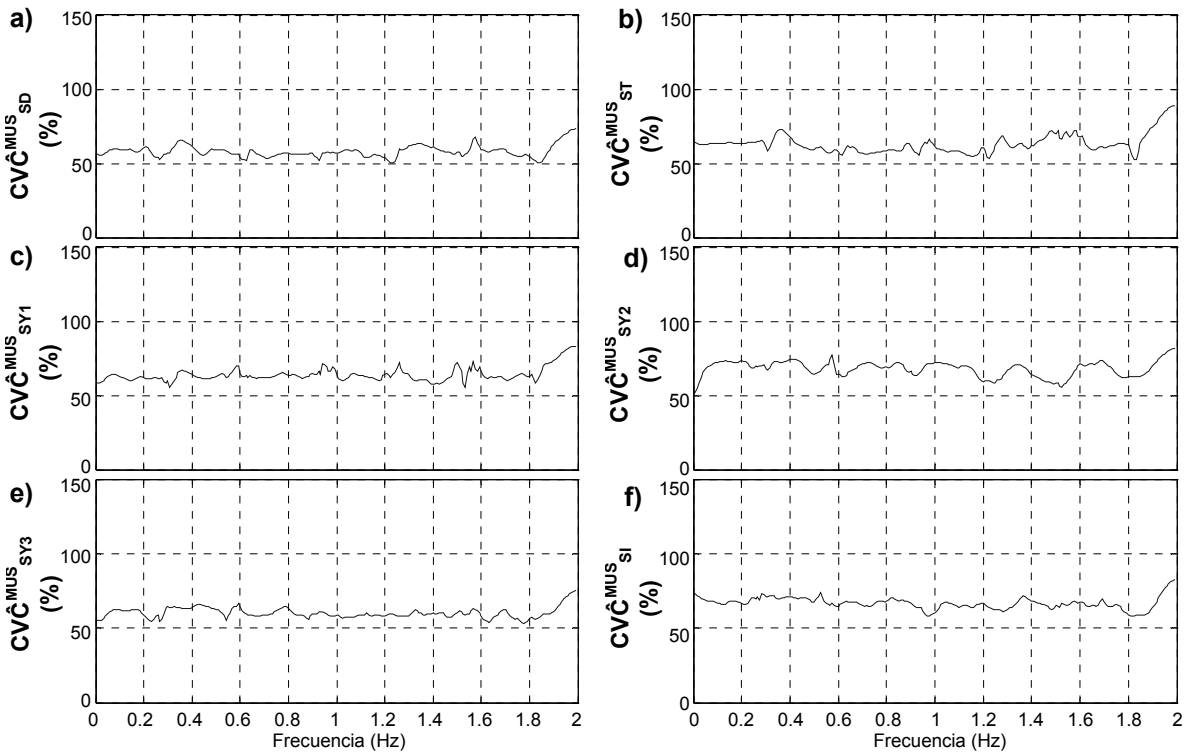
**Figura 8-46.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencias estimadas con el método MUSIC, obtenidas de la sesión 6 (203 minutos) entre la señal de superficie y los registros internos, **a)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SImax}$ .

En la figura 8-47 se exhibe los resultados superpuestos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 203 minutos (sesión 6) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  (línea blanca). Se aprecia, que en los registros de la figura 8-47a,b,c, existe menor dispersión de las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos. Mediante la función de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$ ), se aprecia que los valores de coherencia de cada pico están en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos. Mientras que en la figura 8-47e,f, existe mayor dispersión y a través de  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$ , se observa que los valores de coherencia están próximos a la frecuencia de la onda lenta y su primer armónico. Pero en la figura 8-47d, los valores de coherencia promedio son muy pequeños; no obstante, se logra visualizar picos en la frecuencia de la onda lenta y dobles picos en el primero y segundo armónico. Esto podría deberse a la variabilidad en frecuencia que presentan los valores de coherencia a lo largo del tiempo. El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se produce entre la señal de superficie abdominal-yeyuno3  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY3}\} = 0.372$  sobre la frecuencia de 0.267 Hz. El resultado sugiere que la fuente de señal captada en registro del EEnG de superficie abdominal, corresponde a la señal de yeyuno3.



**Figura 8-47.** Función de coherencia superpuesta de 203 segmentos (sesión 6) de 1 minuto estimadas con el método MUSIC entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUSIC}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$  (línea blanca).

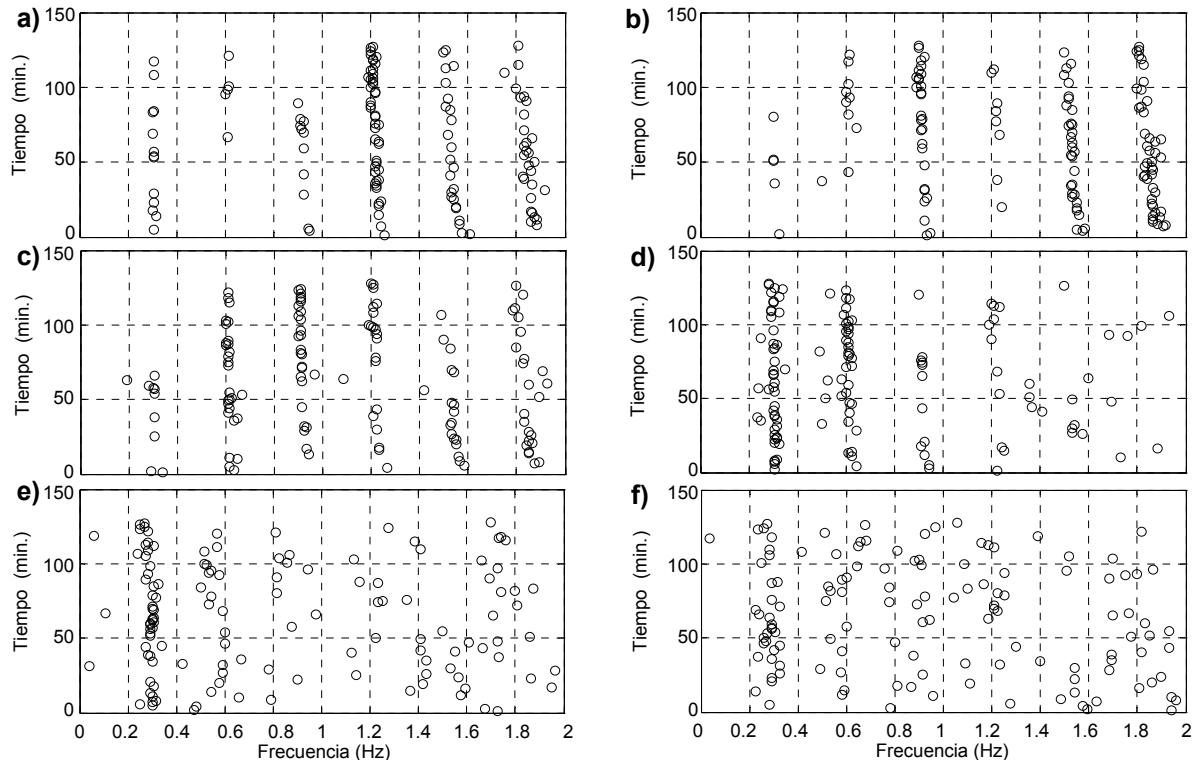
La figura 8-48 exhibe el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{MUSIC}}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis; obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUSIC}(f)\}$ , entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 203 minutos (sesión 6). Puede observarse que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se logra entre la señal de superficie abdominal-yeyuno3 con  $CVC^{\hat{C}^{MUSIC}}_{SY3} = 54\%$  (Figura 8-48e) en la frecuencia de 0.267 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-47e). Mientras que en superficie-íleon se produce el porcentaje de variación de mayor valor ( $CVC^{\hat{C}^{MUSIC}}_{SI} = 71\%$ ), pero no se tiene el valor de coherencia de menor valor en este registro, si no entre la señal de superficie-yeyuno2.



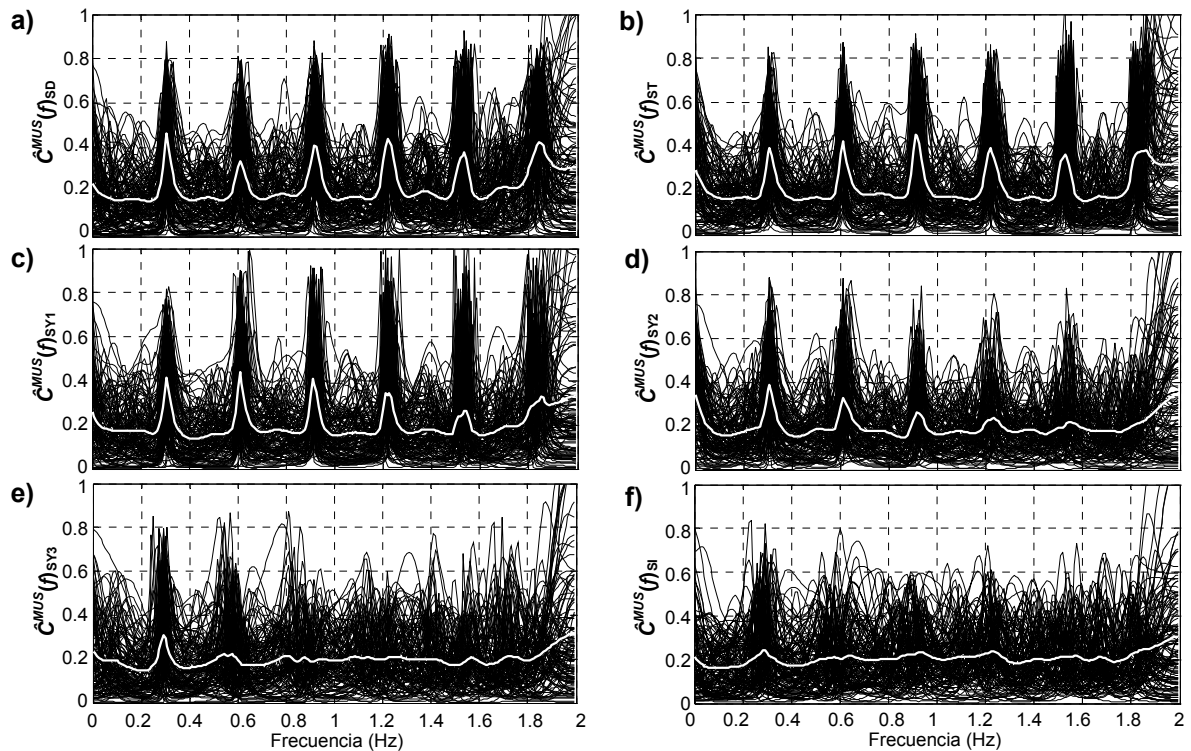
**Figura 8-48.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método MUSIC, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 203 minutos (sesión 6). **a)**  $CVC^{MUS}_{SD}$ , **b)**  $CVC^{MUS}_{ST}$ , **c)**  $CVC^{MUS}_{SY1}$ , **d)**  $CVC^{MUS}_{SY2}$ , **e)**  $CVC^{MUS}_{SY3}$ , **f)**  $CVC^{MUS}_{SI}$ .

En la figura 8-49 se presenta la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 128 minutos correspondiente a la sesión 8, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Puede observarse que la concentración de los valores de coherencia máximos en los diferentes canales se obtiene en diferentes armónicos. En la figura 8-49 a,b,c, se observa que alrededor de la frecuencia de la onda lenta existen pocos valores de coherencia máxima, lográndose la mayor concentración desde el primero hasta el quinto armónico. Por otra parte, la figura 8-49d,e,f, muestra concentración de valores de coherencia máxima alrededor de la frecuencia de la onda lenta y el primer armónico.

En la figura 8-50 se observan los resultados solapados de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 128 minutos (sesión 8) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca). Puede observarse, una menor dispersión de las respuestas de función de coherencia de las figura 8-50a,b,c, dando como resultado valores de coherencia promedio ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ) elevados, caso contrario a lo que se ve en la figura 8-50d,e,f. Sin embargo, mediante la función de coherencia promedio en todos los registros, se aprecia la existencia de un valor de coherencia en torno a la frecuencia de la onda lenta en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, lográndose el valor mayor de coherencia promedio entre la señal de superficie-duodeno  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)_{SD}=0.464\}$ , sobre la frecuencia de 0.308 Hz. El resultado sugiere que la fuente de señal captada en el registro de superficie abdominal, corresponde al registro de duodeno.

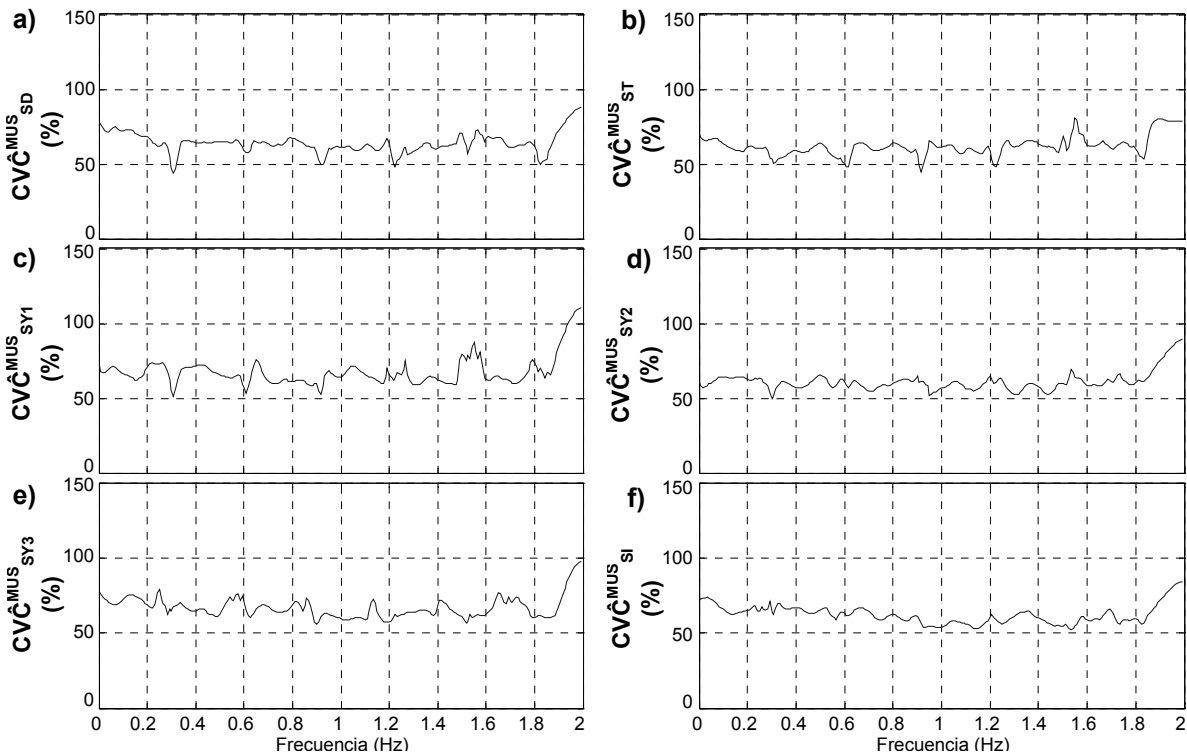


**Figura 8-49.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencia estimados con el método MUSIC, obtenidos de la sesión 8 entre la señal de superficie y los registros internos, **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SImax}$ .



**Figura 8-50.** Función de coherencia superpuesta de 128 segmentos (sesión 8) de 1 minuto estimadas con el método MUSIC entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SD}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{ST}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca).

La figura 8-51 exhibe el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC^{MUS}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis, obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ , entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 128 minutos (sesión 8). Puede observarse que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se logra entre la señal de superficie abdominal-duodeno con  $CVC^{MUS}_{SD} = 44\%$  (Figura 8-51a) en la frecuencia de 0.308 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-50a). Asimismo, en la señal entre superficie-íleon se produce el porcentaje de variación de mayor valor ( $CVC^{MUS}_{SI} = 71\%$ ) de todos los puntos de medida y la coherencia de la función de coherencia promedio será de menor valor en rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz.

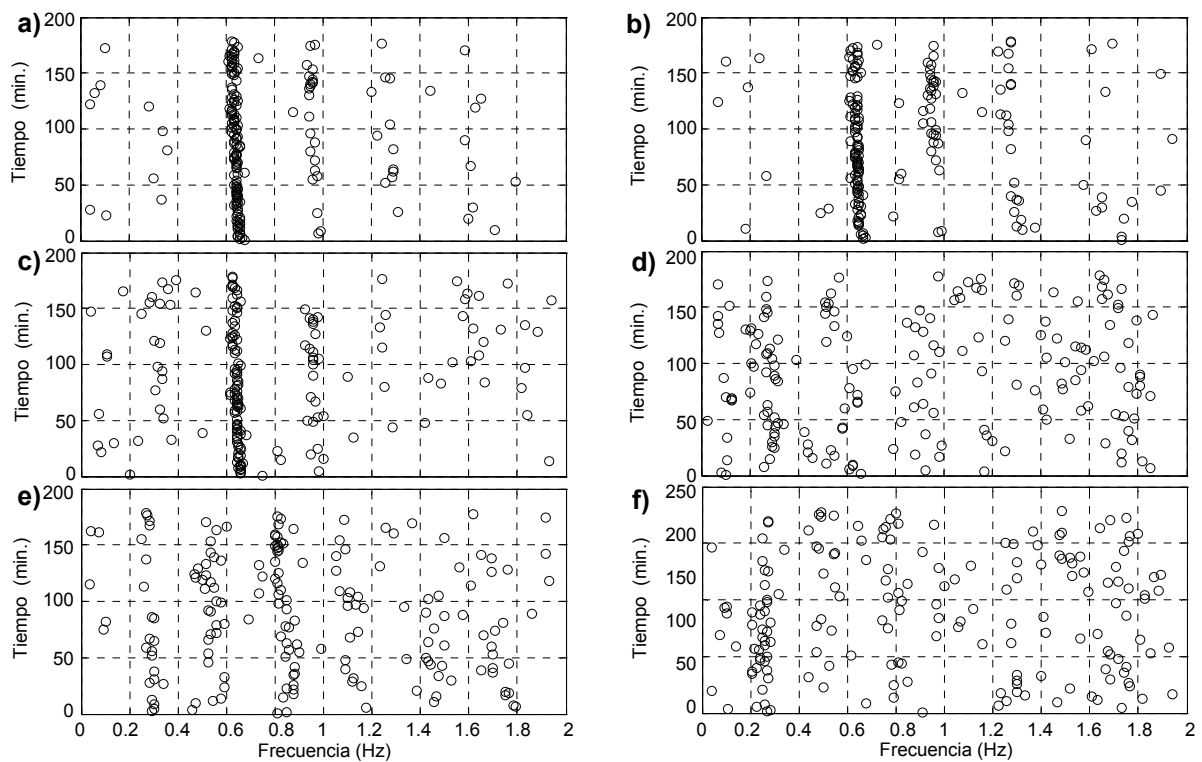


**Figura 8-51.** Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método MUSIC, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 128 minutos (sesión 8). a)  $CVC^{MUS}_{SD}$ , b)  $CVC^{MUS}_{ST}$ , c)  $CVC^{MUS}_{SY1}$ , d)  $CVC^{MUS}_{SY2}$ , e)  $CVC^{MUS}_{SY3}$ , f)  $CVC^{MUS}_{SI}$ .

La figura 8-52 muestra la evolución temporal de los valores de coherencia máximos de 178 minutos correspondiente a la sesión 10, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal del EEnG de superficie y los registros internos. Se aprecia en la figura 8-52a,b,c, que los valores de coherencia máximos se obtienen alrededor de la frecuencia del primer armónico y muy poco agrupados sobre el segundo armónico. Sin embargo en la figura 8-52d,e,f, se observa que existe valores de coherencia máximos más dispersos, aunque se logran concentrar valores alrededor de la onda lenta (Figura 8-52d,f). Además, en la figura 8-52e, se muestran algunas concentraciones de valores de coherencia máximos en la frecuencia del primero y segundo armónico. También, puede verse que en los puntos de medida se obtienen algunos valores de coherencia máxima en el rango de 0 Hz a 0.2 Hz.



En la figura 8-53 se muestran los resultados superpuestos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y cada registro interno de 178 minutos (sesión 10) así, como la respuesta de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca). Puede verse, dispersión de las respuestas de función de coherencia alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos en todos los puntos de medición. Además, mediante el promedio de la función de coherencia ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ) en los registros de la figura 8-53a,b,c,e, se aprecia que los valores de coherencia están en torno a la frecuencia de la onda lenta, primero, segundo y tercer armónico. Aunque el valor de coherencia promedio alrededor de la frecuencia de la onda lenta es muy pequeño. Mientras que en la figura 8-53d,f, los valores del promedio son próximos a la frecuencia de la onda lenta. El valor máximo de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, se logra entre la señal de superficie abdominal-yeyuno3  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3}\} = 0.262$  sobre la frecuencia de 0.275 Hz. Esto indicaría, que la fuente de señal captada en registro del EEnG de superficie abdominal corresponde a la señal de yeyuno3.



**Figura 8-52.** Evolución temporal de los valores máximos de coherencia estimados con el método MUSIC, obtenidos de la sesión 10 entre la señal de superficie y los registros internos, **a)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SDmax}$ , **b)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{STmax}$ , **c)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1max}$ , **d)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2max}$ , **e)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3max}$ , **f)**  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SImax}$ .

La figura 8-54 muestra el porcentaje de los coeficientes de variación de la coherencia ( $CVC\hat{C}^{MUS}$ ) de cada una de las componentes de frecuencia de la ventana de análisis; obtenido entre el valor de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) y el valor de la función de coherencia promedio  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ , entre los registros de señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de 178 minutos (sesión 10). Puede observarse que el porcentaje de variación más pequeño de los registros se logra entre la señal de superficie abdominal-yeyuno3 con  $CVC\hat{C}^{MUS}_{SY3} = 64\%$  (Figura 8-54e) en la frecuencia de 0.262 Hz, que es donde se alcanza el valor mayor de la respuesta de la función de coherencia promedio (Figura 8-53e). Mientras que en superficie-yeyuno2 y superficie-íleon se produce el

porcentaje de variación de mayor valor en ambos casos con  $CVC^{MUS} = 74\%$  de todos los puntos de medición. Sin embargo, valor más pequeño de la función de coherencia promedio se obtiene entre la señal de superficie-treitz en el rango de 0.2 Hz - 0.4 Hz.

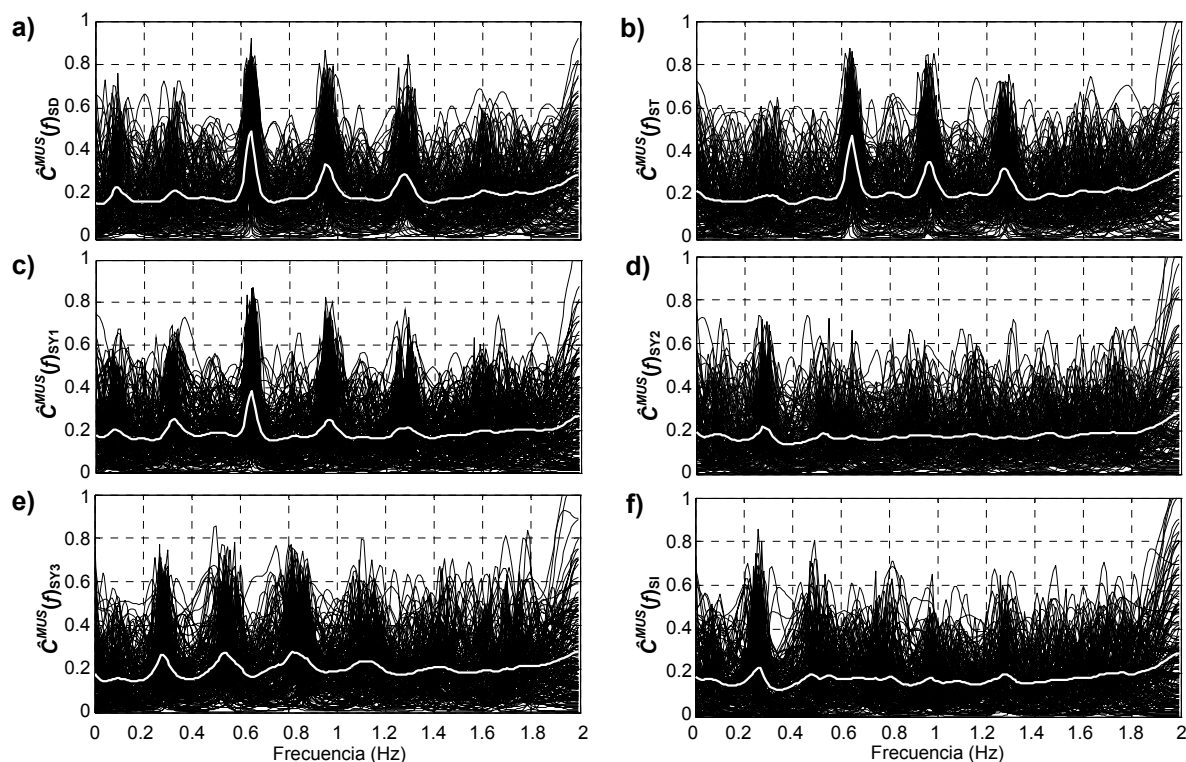


Figura 8-53. Función de coherencia superpuesta de 178 segmentos (sesión 10) de 1 minuto estimadas con el método MUSIC entre el registro de superficie abdominal y las señales internas. a)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SD}$ , b)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{ST}$ , c)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY1}$ , d)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY2}$ , e)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SY3}$ , f)  $\hat{C}^{MUS}(f)_{SI}$  y la  $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$  (línea blanca).

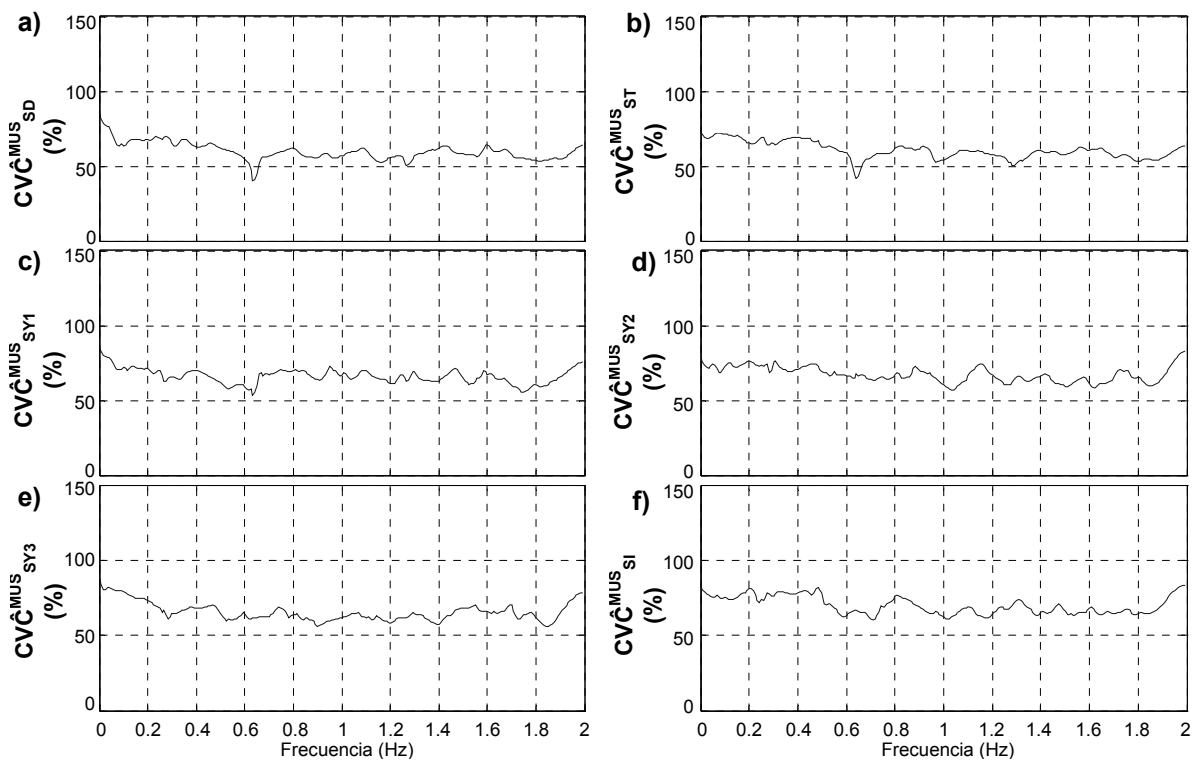


Figura 8-54. Porcentaje del coeficiente de variación promedio de la función de coherencia estimada con el método MUSIC, para cada componente de frecuencia de la ventana de análisis en 178 minutos (sesión 10). a)  $CVC^{MUS}_{SD}$ , b)  $CVC^{MUS}_{ST}$ , c)  $CVC^{MUS}_{SY1}$ , d)  $CVC^{MUS}_{SY2}$ , e)  $CVC^{MUS}_{SY3}$ , f)  $CVC^{MUS}_{SI}$ .

La Tabla 8-10 recoge los porcentajes de los valores de coherencia máximos ( $\%_g\{\hat{C}^{MUS}(f)_{max}\}$ ) en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz de 10 sesiones de registro, obtenidos de la función de coherencia estimada MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ ) entre la señal de superficie abdominal y cada uno de los registros internos del EEnG. Se observa que los valores más elevados de los porcentajes de valores máximos de coherencia se encuentran entre superficie y dos puntos de registro de yeyuno. Obteniéndose el porcentaje global de valores máximos de las 10 sesiones entre superficie-yeyuno3 ( $\%_g\{\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_{max}\} = 23$ ).

**Tabla 8-10.** Porcentaje de coherencias máximas de cada sesión en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, obtenidos de la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  entre el registro de superficie abdominal y los registros internos de un total de 10 sesiones de registro. Se marca con negritas los mayores valores y en la última fila se presenta el porcentaje global promedio de los porcentajes de todas las sesiones.

Sesiones	Porcentaje de $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_{max}$					
	S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
<b>S1</b> (N=241)	6	17	13	24	<b>25</b>	16
<b>S2</b> (N=163)	9	14	12	23	<b>25</b>	17
<b>S3</b> (N=209)	16	14	13	16	20	<b>21</b>
<b>S4</b> (N=95)	15	15	15	13	<b>21</b>	<b>21</b>
<b>S5</b> (N=136)	8	10	16	19	<b>25</b>	22
<b>S6</b> (N=203)	8	8	17	17	<b>25</b>	<b>25</b>
<b>S7</b> (N=110)	13	15	15	22	<b>23</b>	11
<b>S8</b> (N=128)	9	3	6	32	<b>29</b>	21
<b>S9</b> (N=102)	12	11	11	<b>29</b>	19	19
<b>S10</b> (N=178)	4	2	15	30	18	<b>32</b>
$\%_g\{\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_{max}\}$	10	11	13	22	<b>23</b>	21

La Tabla 8-11 exhibe los valores de coherencias máximas de las funciones promedio en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, obtenidos con la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), entre la señal de superficie abdominal y los registros internos, así como los valores de porcentaje del coeficiente de variación de la coherencia ( $CVC^{MUS}(f_{OL})$ ) en la componente de frecuencia ( $f_{OL}$ ) donde se obtiene el valor de coherencia de mayor valor de la función de coherencia promedio, en el rango de 0.2 Hz - 0.4 Hz de 10 sesiones de registros correspondiente a 1537 minutos por punto de media. Puede observarse en los valores resaltado con negritas, que la coherencia máxima ( $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ ) de los promedios de cada sesión, se obtienen en diferentes puntos de medición. Además, donde existe el valor más elevado de la función de coherencia promedio de cada sesión, se produce el porcentaje del coeficiente de variación de coherencia ( $CVC^{MUS}(f_{OL})$ ) de menor valor, excepto en la sesión 7. Sin embargo, el valor global de coherencia máximo de los promedios ( $\mu_g$ ), indica que existe una mayor similitud entre la superficie abdominal y el registro de yeyuno1, mostrando un valor de coherencia global de 0.362, obtenido en la frecuencia  $f_{OL} = 0.310$  Hz. El resultado sugiere que, en términos globales, yeyuno1 es la señal que se capta en la superficie abdominal. Además, puede verse que la frecuencia global promedio de la onda lenta de todas las sesiones presenta una disminución aboral desde S-D hasta S-I.

**Tabla 8-11.** Valores de coherencia máximos de las funciones promedio, obtenidos de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) y su frecuencia, entre la señal de superficie abdominal y los registros de medición internos, porcentaje del coeficiente de variación de coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ ) en la componentes de frecuencia ( $f_{OL}$ ) donde se produce la mayor magnitud de la función de coherencia promedio, en el rango de 0.2 Hz-0.4 Hz de 10 sesiones de registro.

Sesión		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
<b>S1</b> (N=241)	$f_{OL}$ (Hz)	0.325	0.308	<b>0.317</b>	0.292	0.308	0.308
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.268	0.393	<b>0.418</b>	0.291	0.272	0.239
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	62	58	<b>50</b>	61	76	69
<b>S2</b> (N=163)	$f_{OL}$ (Hz)	0.317	0.308	0.300	<b>0.300</b>	0.300	0.300
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.256	0.295	0.304	<b>0.427</b>	0.318	0.263
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	72	65	59	<b>52</b>	58	65
<b>S3</b> (N=209)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	0.308	<b>0.308</b>	0.308	0.308	0.308
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.349	0.390	<b>0.472</b>	0.372	0.299	0.404
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	56	57	<b>51</b>	63	68	52
<b>S4</b> (N=95)	$f_{OL}$ (Hz)	0.317	0.317	0.317	0.300	0.308	<b>0.300</b>
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.253	0.243	0.266	0.293	0.320	<b>0.346</b>
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	66	64	63	61	65	<b>59</b>
<b>S5</b> (N=136)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	<b>0.308</b>	0.308	0.308	0.275	0.267
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.358	<b>0.385</b>	0.369	0.229	0.283	0.267
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	52	<b>49</b>	54	74	65	63
<b>S6</b> (N=203)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	0.308	0.308	0.275	<b>0.267</b>	0.267
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.334	0.351	0.329	0.248	<b>0.372</b>	0.281
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	57	58	56	70	<b>54</b>	71
<b>S7</b> (N=110)	$f_{OL}$ (Hz)	0.300	<b>0.300</b>	0.300	0.300	0.292	0.258
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.361	<b>0.363</b>	0.348	0.345	0.313	0.210
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	66	66	68	66	<b>61</b>	72
<b>S8</b> (N=128)	$f_{OL}$ (Hz)	<b>0.308</b>	0.308	0.308	0.308	0.292	0.292
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	<b>0.464</b>	0.397	0.414	0.390	0.307	0.244
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	<b>44</b>	51	51	51	66	71
<b>S9</b> (N=102)	$f_{OL}$ (Hz)	0.308	<b>0.317</b>	0.308	0.308	0.308	0.300
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.248	<b>0.487</b>	0.451	0.429	0.284	0.457
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	49	<b>44</b>	47	57	66	59
<b>S10</b> (N=178)	$f_{OL}$ (Hz)	0.325	0.292	0.325	0.275	<b>0.275</b>	0.267
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.225	0.202	0.252	0.216	<b>0.262</b>	0.223
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ (%)	65	66	64	74	<b>64</b>	74
$\mu_g \pm \sigma$	$f_{OLg}$ (Hz)	0.313±0.008	0.308±0.007	<b>0.310±0.008</b>	0.298±0.013	0.293±0.016	0.287±0.020
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OLg})$	0.332±0.083	0.351±0.083	<b>0.362±0.076</b>	0.324±0.080	0.303±0.031	0.272±0.060
	$CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OLg})$ (%)	59±9	58±8	<b>56±7</b>	63±8	64±6	66±7

En la Tabla 8-12 se muestran los valores promedios de las frecuencias de la onda lenta ( $\bar{f}_{OL}$ ), coherencias promedio de los valores máximos de coherencia ( $\mu\{\hat{C}^{MUS}(f)_{max}\}$ ), desviaciones estándar y el coeficiente de variación de la función de coherencia promedio de los valores de coherencia máximos en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, obtenidos con la función de coherencia estimada con MUSIC entre la señal del EEnG en superficie abdominal y los registros internos de 10 sesiones (1537 minutos).

Puede verse que al promediar los valores de coherencias máximos en el rango de 0.2 a 0.4Hz, se logran valores de coherencia más elevados que los mostrados en la Tabla 8-11. También se observa que los coeficientes de variación de coherencia ( $CVC^{\hat{C}^{MUS}}(f_{OL})$ ) de menor valor, se obtienen en puntos de registro donde no se produce la magnitud de coherencia de mayor valor del promedio en el rango de 0.2 Hz-0.4 Hz,

incluso para el promedio global de todas las sesiones, como en los resultados mostrados en la Tabla 8-11. No obstante, la señal del EEnG de superficie abdominal y yeyuno1, presenta un valor de coherencia promedio global de  $\hat{C}^{MUS}(f_{ol})_g=0.486$  en la frecuencia de 0.301 Hz, indicando no solo una mejor similitud, sino que, la señal registrada en superficie abdominal corresponde a yeyuno1. Por otra parte, también se puede observar que los valores de frecuencia promedio globales ( $\mu_g$ ) presentan una disminución desde superficie-duodeno (S-D) hasta superficie-íleon (S-I).

**Tabla 8-12.** Media  $\pm$  desviación típica de las coherencias máximas y de frecuencia y coeficiente de variación asociados obtenidas en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, estimada con MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f_{ol})$ ), obtenida entre la señal de superficie abdominal y los registros internos de cada sesión de registros de un total de 10 sesiones.

Sesión		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
S1 (N=241)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.304 $\pm$ 0.046	0.309 $\pm$ 0.033	<b>0.307<math>\pm</math>0.034</b>	0.297 $\pm$ 0.045	0.294 $\pm$ 0.039	0.290 $\pm$ 0.056
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.380 $\pm$ 0.160	0.548 $\pm$ 0.205	<b>0.554<math>\pm</math>0.187</b>	0.472 $\pm$ 0.190	0.460 $\pm$ 0.204	0.379 $\pm$ 0.172
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	42	37	<b>34</b>	40	44	45
S2 (N=163)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.292 $\pm$ 0.052	0.292 $\pm$ 0.048	0.294 $\pm$ 0.047	<b>0.298<math>\pm</math>0.033</b>	0.296 $\pm$ 0.040	0.289 $\pm$ 0.048
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.376 $\pm$ 0.181	0.451 $\pm$ 0.168	0.447 $\pm$ 0.171	<b>0.550<math>\pm</math>0.195</b>	0.454 $\pm$ 0.185	0.390 $\pm$ 0.169
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	48	37	38	<b>35</b>	41	43
S3 (N=209)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.302 $\pm$ 0.043	0.304 $\pm$ 0.037	<b>0.308<math>\pm</math>0.029</b>	0.298 $\pm$ 0.035	0.300 $\pm$ 0.040	0.305 $\pm$ 0.032
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.516 $\pm$ 0.178	0.546 $\pm$ 0.200	<b>0.641<math>\pm</math>0.192</b>	0.530 $\pm$ 0.205	0.452 $\pm$ 0.197	0.548 $\pm$ 0.182
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	35	37	<b>30</b>	39	44	33
S4 (N=95)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.317 $\pm$ 0.042	0.310 $\pm$ 0.044	0.301 $\pm$ 0.046	0.306 $\pm$ 0.039	0.301 $\pm$ 0.036	<b>0.294<math>\pm</math>0.032</b>
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.422 $\pm$ 0.197	0.382 $\pm$ 0.164	0.399 $\pm$ 0.152	0.443 $\pm$ 0.159	0.460 $\pm$ 0.201	<b>0.498<math>\pm</math>0.193</b>
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	47	43	38	<b>36</b>	44	38
S5 (N=136)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.309 $\pm$ 0.035	<b>0.308<math>\pm</math>0.028</b>	0.304 $\pm$ 0.030	0.291 $\pm$ 0.048	0.285 $\pm$ 0.042	0.267 $\pm$ 0.044
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.490 $\pm$ 0.169	<b>0.505<math>\pm</math>0.185</b>	0.501 $\pm$ 0.186	0.401 $\pm$ 0.166	0.446 $\pm$ 0.164	0.399 $\pm$ 0.166
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	<b>34</b>	37	37	41	37	42
S6 (N=203)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.301 $\pm$ 0.041	0.297 $\pm$ 0.044	0.298 $\pm$ 0.042	0.282 $\pm$ 0.048	<b>0.270<math>\pm</math>0.024</b>	0.276 $\pm$ 0.044
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.459 $\pm$ 0.170	0.480 $\pm$ 0.193	0.446 $\pm$ 0.178	0.409 $\pm$ 0.184	<b>0.500<math>\pm</math>0.186</b>	0.395 $\pm$ 0.188
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	<b>37</b>	40	40	45	<b>37</b>	48
S7 (N=110)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	<b>0.291<math>\pm</math>0.037</b>	0.297 $\pm$ 0.034	0.295 $\pm$ 0.034	0.288 $\pm$ 0.041	0.283 $\pm$ 0.038	0.276 $\pm$ 0.055
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	<b>0.523<math>\pm</math>0.226</b>	0.523 $\pm$ 0.221	0.471 $\pm$ 0.212	0.495 $\pm$ 0.215	0.452 $\pm$ 0.190	0.332 $\pm$ 0.149
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	43	<b>42</b>	45	43	<b>42</b>	45
S8 (N=128)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	<b>0.308<math>\pm</math>0.018</b>	0.305 $\pm$ 0.030	0.299 $\pm$ 0.031	0.301 $\pm$ 0.030	0.294 $\pm$ 0.030	0.285 $\pm$ 0.048
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	<b>0.549<math>\pm</math>0.182</b>	0.492 $\pm$ 0.179	0.503 $\pm$ 0.186	0.499 $\pm$ 0.174	0.462 $\pm$ 0.197	0.400 $\pm$ 0.179
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	<b>33</b>	36	37	35	43	45
S9 (N=102)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.311 $\pm$ 0.022	<b>0.309<math>\pm</math>0.028</b>	0.307 $\pm$ 0.029	0.305 $\pm$ 0.034	0.294 $\pm$ 0.042	0.289 $\pm$ 0.041
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.561 $\pm$ 0.189	<b>0.574<math>\pm</math>0.179</b>	0.538 $\pm$ 0.199	0.542 $\pm$ 0.204	0.409 $\pm$ 0.167	0.384 $\pm$ 0.151
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	34	<b>31</b>	37	38	41	39
S10 (N=178)	$\bar{f}_{ol}$ (Hz)	0.294 $\pm$ 0.058	0.288 $\pm$ 0.054	0.301 $\pm$ 0.051	0.280 $\pm$ 0.047	<b>0.283<math>\pm</math>0.044</b>	0.266 $\pm$ 0.045
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}$	0.342 $\pm$ 0.149	0.339 $\pm$ 0.141	0.365 $\pm$ 0.169	0.352 $\pm$ 0.169	<b>0.386<math>\pm</math>0.167</b>	0.350 $\pm$ 0.194
	$CVC^{MUS}(f_{ol})$ (%)	44	<b>42</b>	46	48	43	55
$\mu_g \pm \sigma$	$\bar{f}_{olg}$ (Hz)	0.303 $\pm$ 0.008	0.302 $\pm$ 0.008	<b>0.301<math>\pm</math>0.005</b>	0.295 $\pm$ 0.009	0.290 $\pm$ 0.009	0.284 $\pm$ 0.012
	$\mu\{\hat{C}_{max}^{MUS}(f_{ol})\}_g$	0.462 $\pm$ 0.078	0.484 $\pm$ 0.075	<b>0.486<math>\pm</math>0.080</b>	0.469 $\pm$ 0.067	0.448 $\pm$ 0.031	0.408 $\pm$ 0.066
	$CVC^{MUS}(f_{ol})_g$ (%)	<b>40<math>\pm</math>6</b>	38 $\pm$ 4	38 $\pm$ 5	40 $\pm$ 4	42 $\pm$ 3	43 $\pm$ 6

8.4.3 Comparación de resultados de las funciones de coherencia estimada

Las sesiones de registro analizadas con las funciones de coherencia estimadas con ARM y MUSIC en el apartado 8.4, mostraron que el análisis individual de algunos minutos en ocasiones puede resultar en una coherencia elevada; pero en otros casos pueden obtenerse coherencias muy bajas en torno a la frecuencia fundamental de la onda lenta. Sin embargo, también se pueden tener coherencias elevadas en los armónicos superiores. Al evaluarse los porcentajes de valores máximos de coherencia obtenidos entre los registros de superficie abdominal y cada uno de los registros internos de las 10 sesiones de registro, se observaron elevados porcentajes de valores concentrados alrededor de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos. Por otra parte, el solapamiento de los espectros de coherencia de cada una de las combinaciones, entre el registro externo e internos, permitió observar el espectro de coherencia promedio contrastado de cada una de las sesiones evaluadas. Asimismo, se evaluó la variabilidad entre el espectro de coherencia estimado con cada una de las técnicas y el espectro de coherencia promedio. En este apartado se muestra la comparación de resultados promedios globales obtenidos en los apartados 8.4.1 y 8.4.2.

En la Tabla 8-13 se muestran los porcentajes globales de valores de coherencia máximos de las funciones de coherencia estimadas con ARM y MUSIC de 10 sesiones de registro correspondiente a 1537 minutos por punto de registro, obtenidos entre la señal de superficie abdominal y los registros internos, en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz. Se observa que los resultados obtenidos por ambos métodos son muy similares entre sí. Además, el mayor porcentaje de valores máximos de coherencia en torno a la frecuencia de la onda lenta está en la zona de yeyuno. El mayor porcentaje global de valores máximos de coherencia, es obtenido con ARM, entre la superficie abdominal y el registro de yeyuno 2; ( $\%_g\{\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{max}\} = 24$ ); mientras que con MUSIC se obtiene entre superficie abdominal y el registro yeyuno 3 ( $\%_g\{\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_{max}\} = 23$ ).

Tabla 8-13. Porcentaje global de valores máximos de coherencia de 10 sesiones de registro en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz.

N=10	Porcentaje global de $\hat{C}(f_{OL})_{max}$					
	S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
$\%_g\{\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_{max}\}$	10	9	13	24	22	22
$\%_g\{\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_{max}\}$	10	11	13	22	23	21

La Tabla 8-14 recoge los valores promedio globales ( $\mu_g$ ) de los valores de coherencia máximos en el rango de 0.2 Hz -0.4 Hz de las funciones de coherencia promedio estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ ), así como el valor del coeficiente de variación en la frecuencia asociada a dichos máximos de 10 sesiones de registro. Puede observarse, que los promedios globales de las funciones de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}$ ), presenta más similitud entre el registro de la señal de superficie abdominal y el registro de yeyuno 1 (a 45 cm del ángulo de Treitz) obteniéndose para  $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})=0.585$  y  $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})=0.362$  con frecuencia de 0.308 y 0.310 Hz respectivamente. Aunque los valores de coherencia que produce la  $\hat{C}^{MUS}$  son menores a los conseguidos por  $\hat{C}^{ARM}$ . Además, puede apreciarse que donde se obtiene el valor de coherencia de mayor magnitud del promedio es alrededor de la frecuencia de la onda lenta, produciendo el menor porcentaje del coeficiente de variación de la función de coherencia estimada con ARM ( $CVC^{ARM}(f_{OL}) = 46\%$ ) y MUSIC ( $CVC^{MUS}(f_{OL}) = 56\%$ ). También puede verse que la frecuencia promedio global de la onda lenta ( $f_{OL}$ ) en ambos métodos tiende a disminuir aboralmente desde superficie-duodeno (S-D) hasta superficie-íleon (S-I).

**Tabla 8-14.** Media y desviación típica global ( $\mu_g \pm \sigma$ ) de los valores de coherencia máximos en el rango de 0.2 a 0.4 Hz de las funciones de coherencia promedio, estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ ) y valor del coeficiente de variación del promedio en la frecuencia ( $f_{OL}$ ) donde se produce la mayor magnitud de la función de coherencia promedio en el rango de 0.2 Hz- 0.4 Hz.

N=10		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
$\mu^{ARM}_g \pm \sigma$	$f_{OL}$ (Hz)	0.311±0.007	0.309±0.006	<b>0.308±0.008</b>	0.298±0.008	0.291±0.012	0.283±0.021
	$\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$	0.574 ±0.148	0.582±0.152	<b>0.585±0.116</b>	0.527±0.119	0.471±0.064	0.453±0.088
	$CV\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ (%)	47±14	47±14	<b>46±11</b>	52±10	57±8	58±9
$\mu^{MUS}_g \pm \sigma$	$f_{OL}$ (Hz)	0.313±0.008	0.308±0.007	<b>0.310±0.008</b>	0.298±0.013	0.293±0.016	0.287±0.020
	$\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$	0.332±0.083	0.351±0.083	<b>0.362±0.076</b>	0.324±0.080	0.303±0.031	0.272±0.060
	$CV\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ (%)	59±9	58±8	<b>56±7</b>	63±8	64±6	66±7

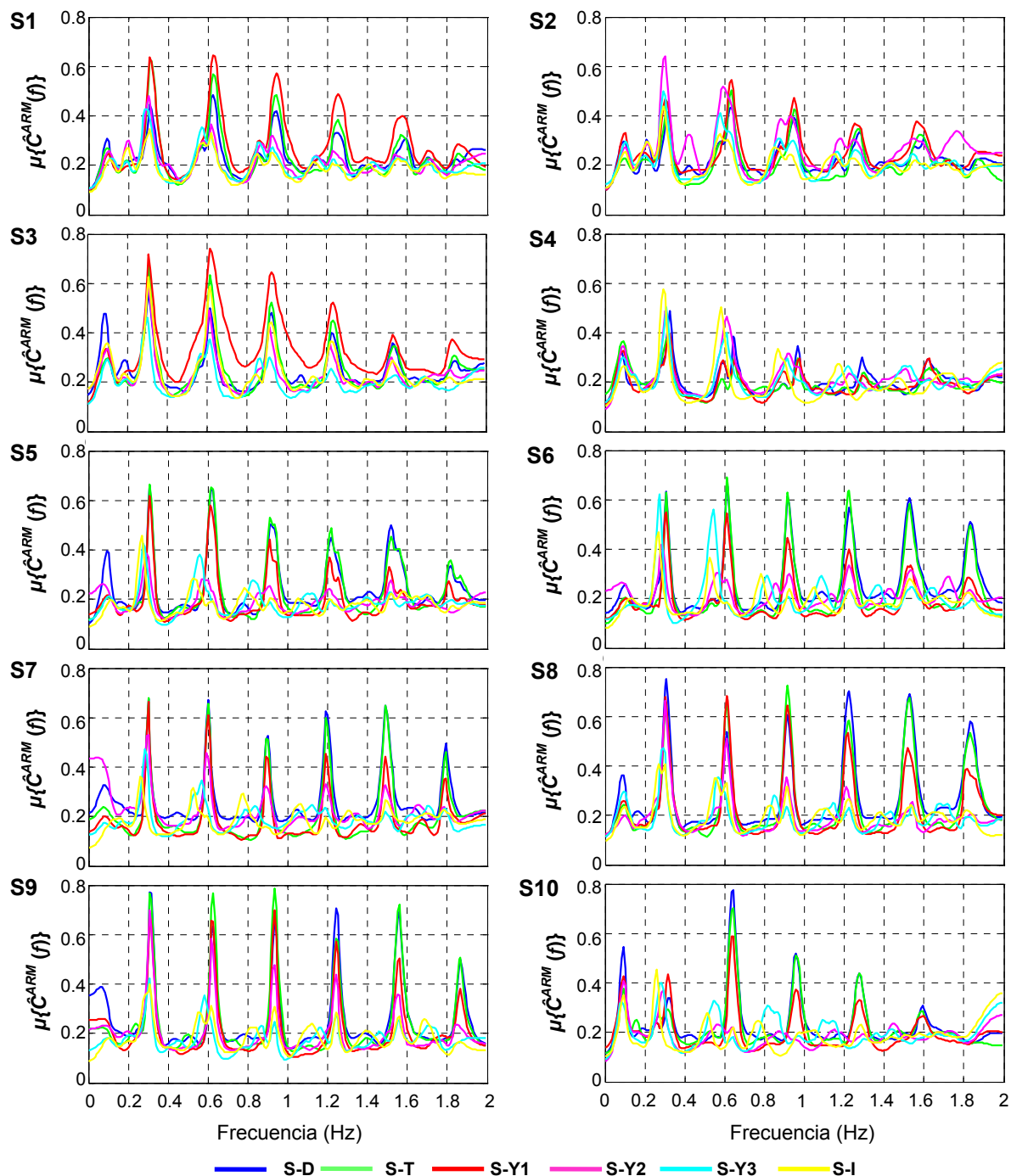
En la Tabla 8-15 se presentan los valores de coherencia del promedio de los valores máximos de coherencia, desviación típica y su frecuencia globales ( $\mu_g$ ) de los valores de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ ) en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, así como los valores de los coeficientes de variación de las funciones de coherencia promedio, entre la señal de superficie abdominal y los registros internos de 10 sesiones de registro. Puede verse que al realizar el promedio de los valores que están en el rango de 0.2 Hz a 0.4Hz en todas las sesiones, el valor de coherencia global aumenta obteniéndose valores de  $\hat{C}^{ARM}(f_{OL}) = 0.707$  y  $\hat{C}^{MUS}(f_{OL}) = 0.486$  en la frecuencia global promedio de 0.301 Hz. Estos valores de coherencia son mayores a los obtenidos en la Tabla 8-14. Sin embargo, nuevamente, el mayor grado de similitud se alcanza en ambas técnicas, entre el registro de superficie abdominal y el registro de yeyuno 1. También puede observarse que el menor valor global de los coeficientes de variación, se produce entre superficie-duodeno para la  $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$  y no donde se obtiene el valor de coherencia mayor; mientras que en superficie-Treitz y superficie-yeyuno1 para la  $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$  en éste último sí se obtiene donde se produce el mayor valor de coherencia. Por otra parte, se puede apreciar que los valores de frecuencia de  $\hat{C}^{ARM}(f_{OL})$  tienden a disminuir a partir de S-Y1 a S-I, mientras que los valores de  $\hat{C}^{MUS}(f_{OL})$ , empiezan a disminuir desde S-D a S-I.

**Tabla 8-15.** Valores globales de la función de coherencia promedio de las coherencias máximas, frecuencia y desviación típica obtenidas en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz, coeficiente de variación de la función de coherencia promedio estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), obtenida entre la señal de superficie abdominal y los registros internos de cada sesión de registros de un total de 10 sesiones.

N=10		S-D	S-T	S-Y1	S-Y2	S-Y3	S-I
$\mu^{ARM}_g \pm \sigma$	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.301±0.008	0.301±0.007	<b>0.301±0.006</b>	0.292±0.007	0.285±0.009	0.279±0.014
	$\mu\{\hat{C}^{ARM}_{max}(f_{OL})_g\}$	0.704 ±0.099	0.703±0.100	<b>0.707±0.089</b>	0.694±0.086	0.660±0.054	0.624±0.072
	$CV\hat{C}^{ARM}(f_{OL})_g$ (%)	<b>26±6</b>	29±5	28±6	28±5	31±4	32±4
$\mu^{MUS}_g \pm \sigma$	$\bar{f}_{OL}$ (Hz)	0.303±0.008	0.302±0.008	<b>0.301±0.005</b>	0.295±0.009	0.290±0.009	0.284±0.012
	$\mu\{\hat{C}^{MUS}_{max}(f_{OL})_g\}$	0.462±0.078	0.484±0.075	<b>0.486±0.080</b>	0.469±0.067	0.448±0.031	0.408±0.066
	$CV\hat{C}^{MUS}(f_{OL})_g$ (%)	40±6	38±4	<b>38±5</b>	40±4	42±3	43±6

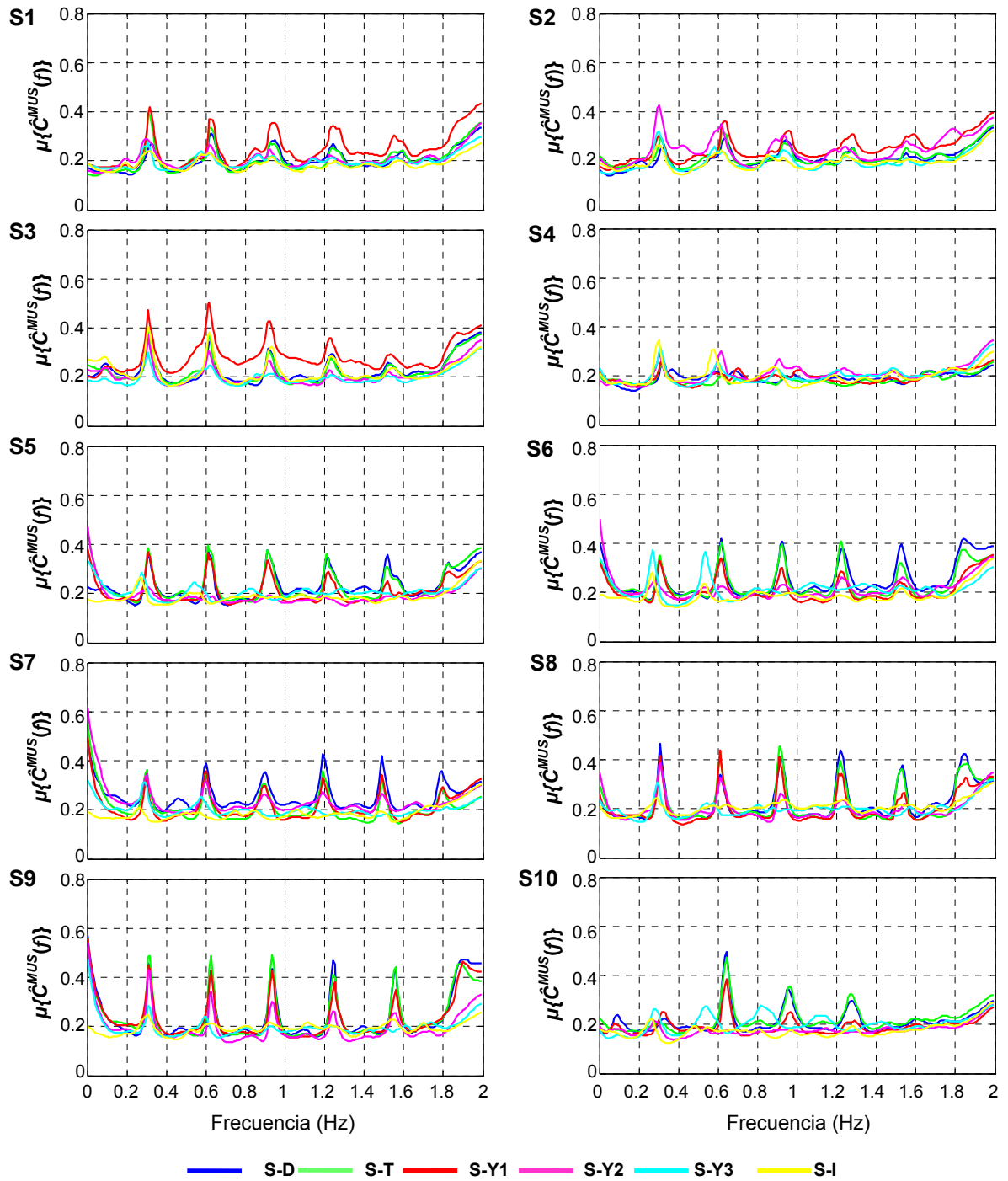
En la figura 8-55 y figura 8-56, se muestra el promedio solapado de las funciones de coherencia estimada con ARM y MUSIC, correspondiente a 1537 minutos registrados simultáneamente en 6 puntos de medición, obteniéndose la función de coherencia entre la señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos de las 10 sesiones. Puede observarse que ambas técnicas presentan resultados similares

en la respuesta de la función de coherencia ubicando la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos, excepto que las magnitudes de los valores de coherencia son diferentes, siendo menores las coherencias estimadas con el método MUSIC. También puede observarse que por debajo de 0.2 Hz en ambos casos se presentan valores de coherencia, siendo más notorios en la respuestas de la  $\mu\{\hat{C}^{ARM}(f)\}$  al presentar valores de magnitudes de coherencia más elevados.



**Figura 8-55.** Funciones de coherencia promedio de 10 sesiones de registro, estimada con el método ARM entre la señal de superficie abdominal (S) y los registros internos de Duodeno (D), Treitz (T), Yeyuno 1 (Y1), Yeyuno 2 (Y2), Yeyuno 3 (Y3) a 45 cm, 90 cm y 135 cm con respecto al ángulo de treitz respectivamente e íleon (I).





**Figura 8-56.** Funciones de coherencia promedio de 10 sesiones de registro, estimada con el método MUSIC entre la señal de superficie abdominal (S) y los registros internos de Duodeno (D), Treitz (T), Yeyuno 1 (Y1), Yeyuno 2 (Y2), Yeyuno 3 (Y3) a 45 cm, 90 cm y 135 cm con respecto al ángulo de treitz respectivamente e íleon (I).



---

# Capítulo 5

---

*Discusión*

---



---

## 9. Análisis espectral del ritmo eléctrico básico del EEnG

---

### 9.1 Introducción

El movimiento del tracto gastrointestinal es acompañado por contracción y relajación del músculo liso, que al igual que el miocardio puede producir bioelectricidad. Desde hace tiempo se observó que el contenido en frecuencia de la señal del EEnG es de vital importancia en su evaluación.

En un inicio, el EEnG se obtenía mediante el registro directo con electrodos colocados en la serosa del intestino de perros [BASS PAUL ET. AL, 1961; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000; SZURSZEWski J. H. 1969], o en humanos [WILMER ALEXANDER ET. AL, 1997], lo cual resulta en una técnica invasiva y muy poco común para su uso clínico. La manometría ha sido más empleada para medir el peristaltismo intestinal, pero introduce controversia debido a los problemas técnicos y fisiológicos [MEARIN F., MALAGELADA JUAN R. N. 1993; QUIGLEY E. M. 1992]. No obstante, la actividad mecánica intestinal tiene una correlación directa con la actividad mioeléctrica interna [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000]. La señal mioeléctrica intestinal está compuesta por el ritmo eléctrico básico (BER) y potenciales rápidos de acción (SB). El BER, también conocido como onda lenta (OL o SW), siempre está presente controlando la frecuencia y distribución de la actividad eléctrica intestinal, conduciendo la actividad eléctrica al extremo distal para formar la base de las contracciones mecánicas intestinales, las cuales son representadas por los SB. Estas señales contienen información sobre el estado de salud del intestino y podrían ser utilizados por los médicos como un medio de diagnóstico. Entonces, cualquier cambio en estas señales podría deberse a desórdenes que involucran variaciones mioeléctricas del intestino delgado que podrían ser problemas médicos significativos. Estos cambios se pueden presentar en frecuencia, amplitud y ritmo.

La actividad rítmica correspondiente a la frecuencia marcapaso está alrededor de 0.3 Hz. La aparición de esta OL depende de la localización en el intestino, y del estado de los sujetos entre otros factores.

Así, los registros de la actividad mioeléctrica son otra alternativa para registrar la señal intestinal. Varios autores, han realizado estudios de manera simultánea entre registros internos y externos, para determinar la presencia de BER [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001; MINTCHEV M. P. ET. AL, 1997; SMOUT A. J. ET. AL, 1980] y los SB sobre la superficie abdominal de manera no invasiva [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Algunos autores refieren que la señal registrada internamente se presenta en los registros de superficie abdominal en condiciones fisiológicas normales [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005] y en condiciones patológicas [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999]. Por lo tanto, la actividad eléctrica espontánea del intestino puede medirse mediante el uso de electrodos sobre la piel del abdomen, registrándose el ritmo eléctrico del intestino y obteniéndose el electroenterograma de manera no invasiva (EEnG) [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2002].

EL EEnG puede ser una herramienta útil para estudiar la función motora del intestino y también para el diagnóstico de desórdenes funcionales del intestino de forma no invasiva. La detección de la frecuencia de la OL está bien establecida por varios autores, determinándose que la energía de la onda lenta está por debajo de los 2 Hz y por arriba de esta frecuencia se encuentra la energía de los SB [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Desafortunadamente, el avance del EEnG en la medicina clínica ha sido lento en comparación con la evolución que ha alcanzado la electrocardiografía. Por ello, el empleo del EEnG todavía presenta algunos problemas para su aplicación clínica. Puesto que la cavidad abdominal es un área amplia, la señal mioeléctrica intestinal puede verse influenciada por la actividad bioeléctricas de otros órganos que presentan frecuencias cercanas a la OL intestinal [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Además, la interferencia respiratoria y componentes de muy baja frecuencia en el registro de superficie del EEnG afecta seriamente la estabilidad de la señal [AMARIS MANUEL ET. AL, 2002]. La presencia de interferencia respiratoria depende en gran medida de las condiciones de registro: la manera de ajustar los electrodos de contacto, la posición tanto de los electrodos como la del cuerpo del sujeto en estudio [Y.YE-LIN 2009]. Debido a que el movimiento mecánico causado por la respiración puede cambiar el biopotencial de contacto de electrodo y la piel [RAMOS J. ET. AL, 1993], causando cambios de la línea base de los registros de señales, lo que puede causar una confusión entre la señal respiratoria y la señal intestinal al tener valores de frecuencia cercanos [CHEN J. ET. AL, 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007].

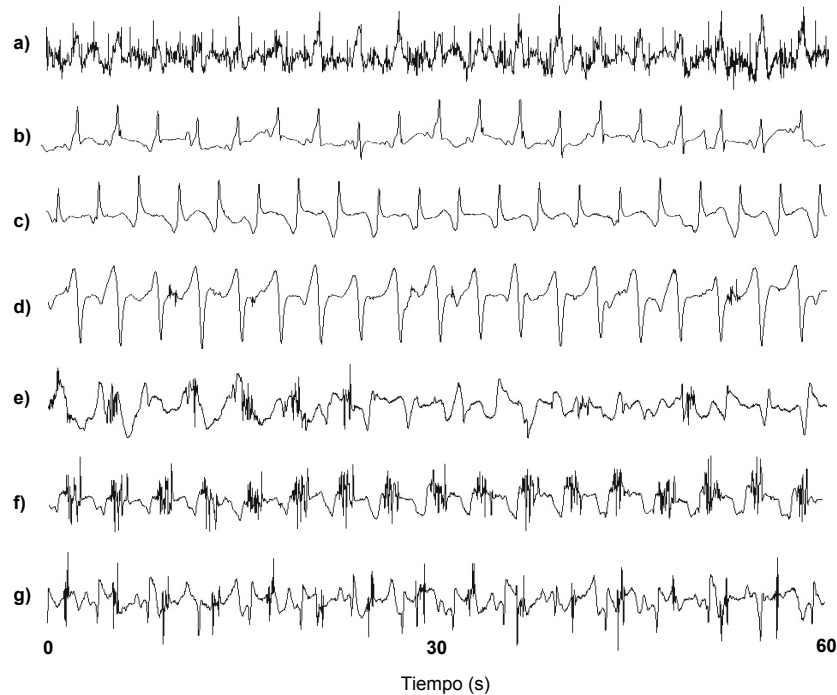
Por otra parte, la atenuación que presenta la señal mioeléctrica al atravesar las capas abdominales debido a la baja conductividad del tejido, afecta más a los componentes de alta frecuencia (2 a 35 Hz) del EEnG que a las componentes de baja frecuencia (0.05 a 2 Hz) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003]. Los estudios de la señal mioeléctrica se han enfocado en la posibilidad de detectar la actividad de la OL en superficie abdominal que se corresponde con el registro interno [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Sin embargo, son pocos los autores que han tratado de identificar el segmento de intestino delgado al que corresponde la señal captada en superficie abdominal, pero no se ha logrado [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; Y.YE-LIN 2009].

Trabajos realizados sobre señales de características similares (EGG, EMG, EHG, ECG), han demostrado la utilidad de la caracterización de estas señales en el dominio espectral [AKIN A., SUN H. H. 1999; MANSOUR S. ET. AL, 1996]. Por lo tanto, se requieren de técnicas de análisis espectral que proporcionen alta resolución para tratar de identificar las componentes de la frecuencia del BER de las posibles interferencias, principalmente de la componente de respiración, cuando ésta esté cercana a la frecuencia de interés.

Los modelos clásicos basados en la FFT, presentan buena resolución cuando se tienen una gran cantidad de datos, pero debido al uso de ventanas causa un suavizado o dispersión espectral [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; STOICA PETRE, MOSES L. R. 1997]. Por otra parte, presentan una resolución espectral pobre, especialmente cuando son utilizados segmentos de datos de corta duración [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981].

Por lo anterior, en este trabajo de tesis doctoral, se utilizaron técnicas paramétricas, debido a que tiene mejor resolución espectral con registros de datos de corta duración [HASAN M. K. ET. AL, 2005; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; MARPLE L. 1979; MARPLE S. L., JR. 1989; TAKALO R. ET. AL, 2005]. El estudio de la señal del EEnG (Figura 9-1) de los puntos de medición internos y en la superficie abdominal se evaluaron simultáneamente con técnicas de análisis espectral, al igual que lo han hecho otros autores [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001; SMOUT A. J. ET. AL, 1980].

Las respuestas espectrales de cada punto de registro interno, sirven de referencia para determinar la captación no invasiva de alguna de las fuentes internas sobre la superficie abdominal. El contraste de las respuestas espectrales, también permitirá observar la posible influencia que tienen otras fuentes de señal como son los artefactos de movimiento en el caso interno y los respiratorios en el caso externo.



**Figura 9-1.** Registro simultáneo de 7 puntos de medición en: **a)** Superficie abdominal, y en la serosa intestinal, **b)** Duodeno, **c)** Ligamento de Treitz, **d)**, **e)**, **f)** Yeyuno (45 cm, 90 cm y 135 cm con respecto al ligamento de Treitz), **g)** Íleon.

## 9.2 Estimación espectral paramétrica de señales simulada

Los resultados de las estimaciones de la densidad espectral de potencia obtenida con los métodos autoregresivo (AR), autoregresivo de media móvil (ARMA), Prony y clasificación de señales múltiples (MUSIC) en señales simuladas (apartado 7.2), mostraron que pueden detectar las componentes de frecuencia de interés en la mayoría de los casos cuando se presenta una **SNR alta**; puesto que los estimadores ensayados definen mejor los picos espectrales proporcionando una estimación de frecuencia insesgada [TUFTS D. W., KUMARESAN R. 1982], como se mostró en los apartados 7.2.1 a 7.2.4. Al tener una SNR = 50 dB, los métodos AR y Prony requieren de un orden  $p > 10$  para lograr una resolución  $\Delta f = 0.1$  Hz. Además, la respuesta espectral no presenta picos no deseados obteniéndose componentes de frecuencia solo en torno a 0.3 Hz y 0.6 Hz.

Para una señal simulada que tiene una **SNR baja**, el resultado de la estimación es deficiente [KAY S. 1979]. Cuando se tienen las componentes de frecuencia en la señal simulada con una separación de frecuencia  $\Delta f = 0.1$  Hz (6 cpm) con una SNR=0 dB. Los métodos AR y Prony requieren de un orden  $p > 20$ , mientras que la técnica ARMA y MUSIC con un orden  $p > 10$  es suficiente. Los cuatro métodos con un orden  $p$  mayor a 20, puede lograr detectar una  $\Delta f$  en torno a 0.06 Hz (3.6 cpm); pero la respuesta de los estimadores muestra un efecto de fase inicial que provoca que los picos espectrales sean afectados por desplazamiento lo que se ve reflejado en las frecuencias asociadas a estos picos [PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G. 1996]. Los métodos AR, Prony y ARMA, son los que más presentan el efecto alrededor de las frecuencias de 0.3 Hz y 0.6 Hz, mostrando una mejor respuesta la técnica MUSIC.

Para solucionar parcialmente el problema de una SNR baja, los órdenes en los métodos paramétricos pueden ser incrementados para tener un efecto de disminución del error de estimación. Aunque esto conllevará al incremento de la varianza que causará un aumento de picos espectrales no deseados asociados a componentes de frecuencia por arriba de 0.4 Hz con los métodos ARMA y MUSIC, donde dichos picos no están contempladas en la señal simulada (Figuras de 7-1 a 7-4) [BIRCH G. E. ET. AL, 1988].

Al simular las componentes de frecuencia (0.29 Hz y 0.3 Hz) con una separación  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm), el modelo AR, ARMA y Prony con una SNR entre 0 dB - 50 dB y los órdenes  $p$  entre 5 -30, no resuelven los picos espectrales para las componentes de frecuencia simuladas mostrando un espectro sesgado. Por supuesto, que incrementando el número de datos y el orden, estos métodos eventualmente serán capaces de resolver los picos espectrales [MORAES EDER R. ET. AL, 2003]. Además, los métodos AR, Prony y ARMA, exhiben un efecto de fase inicial, el cual produce un desplazamiento en frecuencia de los picos espectrales, cuando la SNR está entre 0 dB - 50 dB y los órdenes son bajos ( $p \leq 10$ ). El orden  $p$  obtenido para una SNR entre 0 dB - 5 dB para una AR y Prony deben estar comprendidos entre 20 y 30 para tener una separación de las componentes de frecuencia de  $\Delta f = 0.06$  Hz, mientras que para un ARMA y MUSIC con órdenes mayores a 10 es suficiente. El método MUSIC resultó ser el mejor para segmentos de registros de corta duración con señales simuladas. El método MUSIC presenta poca sensibilidad a la fase inicial y produce una mejor separación de los picos espectrales en  $\Delta f = 0.01$  Hz, cuando la SNR = 0 dB y el orden es de 20 (Tablas 7-1, 7-2).



### 9.3 Determinación del orden en los métodos de estimación espectral sobre la señal del EEnG

El ajuste de los estimadores evaluados en la señal del EEnG es en base a un orden, que es un problema importante en el análisis espectral. La elección óptima del orden del modelo, que generalmente es desconocido, es crítica debido a que éste influye en la resolución y el ancho de banda del espectro [JUNG Y. W., PARK S. O. 2001]. Normalmente, en la práctica, se postulan varios órdenes para el modelo a evaluar; es decir, el orden para el estimador que mejor representará los datos del EEnG debe ser estimado antes del análisis espectral.

En un trabajo previo [MORENO-VAZQUEZ J. J. ET. AL, 2003], se llevó a cabo la evaluación de los tres criterios: AIC, FPE, y MDL [BURSHTEIN D., WEINSTEIN E. 1985; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; STOICA P., SELEN Y. 2004], para la obtención del orden óptimo del modelo paramétrico. Los resultados de la evaluación de las sesiones de registros de datos con los tres criterios proporcionan resultados diferentes. El criterio MDL proporciona órdenes más bajos, por lo que fue descartado para su uso, debido a que produciría un suavizado en la respuesta espectral y por ende, baja resolución; pero los criterios AIC y FPE estiman valores de orden similares [JONES R. 1974; MORENO-VAZQUEZ J. J. ET. AL, 2003]. Así, cualquiera de los dos criterios que se empleen sería adecuado para estimar el espectro [BURSHTEIN D., WEINSTEIN E. 1985; PALANIAPPAN R. ET. AL, 2000]. La misma opinión tiene otros autores que estudian señales cardíacas [ANITA BOARD 2002].

En este trabajo, se eligió el criterio de AIC para obtener los órdenes de las técnicas paramétricas. En el caso de la técnica MUSIC, los criterios AIC y MDL son de los más conocidos para determinar la dimensión del subespacio de ruido [WAX M., KAILATH T. 1985; ZHANG Q. T. ET. AL, 1989]. Estudios en el uso de estos dos criterios han determinado también que ambos presentan resultados similares [SEKMEK A. S., BINGUL Z. 1999]. Con la finalidad de realizar una evaluación homogénea de los criterios también se eligió AIC para evaluar la técnica MUSIC.

Actualmente, ninguno de los criterios habitualmente propuestos funciona correctamente para todo tipo de señales. La mayoría de las veces el orden indicado por cada uno de esos criterios como el óptimo varía considerablemente de uno a otro [KALUZYNSKI K. 1989; SCHLINDWEIN FERNANDO S., EVANS DAVID H. 1990]. Estos criterios proporcionan un buen punto de partida para la obtención del orden de la señal del EEnG, aunado a la experiencia y el conocimiento de la señal del EEnG se eligieron los órdenes más apropiados, como quedó demostrado en el apartado 7.3.5.

Los órdenes obtenidos en este trabajo presentan variación a lo largo del tiempo para cada uno de los minutos evaluados en las técnicas AR, ARMA y PRONY. El resultado en el modelo MUSIC presenta menor variación en el orden obtenido (apartado 7.3). Esto podría deberse a que el criterio de AIC se evalúa diferente y no hace uso de la varianza estimada del error de predicción lineal, sino la razón de la media geométrica de los valores propios que se asumen en el espacio de ruido [WAX M., KAILATH T. 1985].

Por otra parte, algunos autores sugieren que **otra regla para la selección del orden** en el modelo paramétrico para segmento de datos cortos, puede realizarse tomando en cuenta que una selección de orden entre  $N/3$  a  $N/2$  puede producir resultados satisfactorios, donde  $N$  es el número de muestras [ULRYCH T. J., OOE M 1983]. Sin embargo, los órdenes obtenidos en este estudio están por debajo de esta sugerencia que implicaría usar órdenes de 80, puesto que la longitud de la señal del EEnG es de  $N=240$  muestras. El uso de órdenes tan elevados introduciría picos no deseados asociados a frecuencias que no existen en la señal original y que en un dado momento podrían esconder componentes de frecuencias que tal vez pudieran

ser de interés; además que la respuesta de la densidad espectral de potencia en cada uno de los métodos de estimación contendrá más varianza. Algo similar sucede en el análisis de **otras señales bioeléctricas** como el EEG, donde los autores comentan que una mala respuesta de los métodos paramétricos puede deberse a los efectos de sesgo importantes al elegir un orden inapropiado ó un rango de frecuencias inadecuado, al tener un sobremuestreo [STEINBERG H. W. ET. AL, 1985]. Los órdenes obtenidos en la presente tesis, están en torno a los órdenes que han determinado otros autores que han estudiado la señal gastrointestinal, determinando que los órdenes para los estimadores AR y ARMA está entre  $q = 10$  y  $20$  y  $p = 10$  y  $50$  [AKIN A., SUN H. H. 1999; CHEN J. ET. AL, 1990; MORENO-VAZQUEZ J. J. ET. AL, 2003; SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980]. Incluso algunos autores sugieren que se emplee un orden de tamaño igual al número de muestras cuando el segmento de muestras es corto [MORAES EDER R. ET. AL, 2003]. En la búsqueda bibliográfica realizada, no se encontraron estimaciones del orden para el método Prony aplicado a las señales gastrointestinales, generalmente es más utilizado en el análisis de señales cardiacas donde algunos autores han utilizado órdenes entre  $p = 24$  y  $q = 10$  para discriminar arritmias cardiacas [SZI-WEN CHEN 2000]. Asimismo, en la estimación del orden de la técnica MUSIC, se han encontrado un par de trabajos en donde se determina el vacio gástrico y la isquemia intestinal utilizando un orden mínimo ( $p = 2$  y  $3$ ) para visualizar la componte frecuencia que está presente en la señal, sin considerar las posibles interferencia o artefactos que pudieran presentarse [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995; CAPONIGRO R. ET. AL, 1988]. Cabe señalar que en la mayoría de los trabajos encontrados, se observa que utilizan un orden concreto y comentan que es adecuado para la señal bajo análisis, sin comentar bajo qué criterio lo obtuvieron.

En este trabajo realizado, la evaluación de cada segmento de datos de un minuto del EEnG interno y externo proporcionó órdenes diferentes para cada minuto de señal analizada, como se mostró en la sección 7.3., esto implica que la morfología de la señal influye en la determinación del orden elegido. Los órdenes promedio obtenidos con el criterio de AIC en la evaluación de los métodos paramétricos sobre la señal del EEnG, fueron AR (14), ARMA (12,8) y Prony (14,1). Estos órdenes no se emplearon porque el análisis del apartado 7.2, para señales simuladas refleja que no resuelve los picos espectrales cuando la SNR es baja y los órdenes están por debajo de  $p = 20$  produciéndose un espectro suavizado y de baja resolución, obteniéndose mejores resultados con órdenes entre 20 y 30 (Tabla 7-1). Considerando que existe un orden óptimo para la PSD, si el orden seleccionado es inferior al orden óptimo, el espectro resultante estará suavizado, es decir, los picos espectrales serán más anchos y se perdería información de posibles fuentes de señales. Si el orden seleccionado es superior al orden óptimo, aparecen picos no deseados que pueden causar una mala interpretación de la componente de interés [BIRCH G. E. ET. AL, 1988]. La baja estimación del orden de los modelos obtenido de la señal del EEnG produce efectos más indeseables en la densidad espectral de la señal, que los órdenes que presentan una estimación más alta. Se eligieron órdenes que permitieran mostrar la mayor cantidad de las armónicas de la señal para asegurar que lo que se observaba realmente era la frecuencia del BER del EEnG y no una componente que no fuera parte del EEnG y coincidiera en la misma frecuencia. Por consiguiente, en la evaluación de los estimadores espectrales se eligió el orden global máximo de AR (27), ARMA (25,8) y Prony (29,1), excepto para el modelo MUSIC, el cual se evaluó con el orden medio ( $p = 14$ ) de todas las sesiones de registro proporcionado por AIC, puesto que normalmente el criterio tiende a sobrestimar el orden [WAX M., KAILATH T. 1985]. Si se subestima el orden, al incluirse un vector del espacio de señal y no tener éste ceros en la posición de las líneas espectrales pierde resolución, lo que llevaría a la pérdida de

picos espectrales que están presente en la señal. En el caso de sobre estimar el orden, como los autovectores seleccionados tiene todos ceros en las líneas espectrales el estimador no pierde resolución, si bien incrementa su varianza o introduce picos falsos no deseados. Por lo tanto, es preferible sobre estimar el orden del espacio de señal, ya que esto garantiza que la resolución es la adecuada pero esto incrementaría la varianza del estimador.

Los resultados mostraron que los órdenes obtenidos en la superficie abdominal son pequeños en comparación con los internos, como consecuencia de la presencia de otras fuentes de señal que provocan el aumento del ancho del espectro y por ende la disminución en el orden obtenido.

#### 9.4 Análisis espectral del EEnG

La necesidad de comprender una señal tan compleja como la señal del EEnG ha llevado a varios autores casi desde un inicio, a buscar métodos para extraer y hacer análisis de la parte significativa de EEnG. Se ha observado que el contenido espectral de la actividad de la OL y las características de los potenciales rápidos representan adecuadamente el registro EEnG. Por tanto, el procesamiento que normalmente se realiza se refiere a la extracción de las características de estos dos aspectos. La representación en el dominio de la frecuencia proporciona un conocimiento de las componentes de frecuencia que más influyen en las señales del EEnG, por lo que en la mayoría de los estudios experimentales realizados en la identificación de la componente del BER de la señal del EEnG en animales y humanos, se han empleado técnicas de análisis espectral [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; YE Y. ET. AL, 2007]. Estudios similares se han realizado en el electromiograma uterino (EMG) [KHALIL M., DUCHENE J. 2000] o el electrogastrograma (EGG) [AKIN A., SUN H. H. 1999; MINTCHEV M. P. ET. AL, 2000].

En este trabajo, se llevó a cabo el análisis del registro del EEnG, enfocándose el estudio en el dominio espectral de la componente de frecuencia del ritmo eléctrico básico (BER) sobre la superficie abdominal y en los registros internos, estos últimos solamente necesarios para tenerlos de referencia para determinar que segmento del intestino genera la señal que se observa sobre el abdomen.

Algunos autores han realizado el **estudio de la frecuencia del BER** del registro de la señal externa del EEnG, mediante el uso de técnicas de estimación no paramétrica [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005], identificando la actividad del marcapasos intestinal sobre la superficie abdominal. La técnica no paramétrica proporciona un espectro de energía real de la señal analizada. Algunos autores han determinado que la energía asociada con la onda lenta está concentrada entre 0.15 Hz y 2 Hz en perros [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Sin embargo, esta técnica presenta el inconveniente que al utilizar ventanas causa dispersión espectral, y para proporcionar una resolución alta requiere de una gran cantidad de datos que puede afectar la estacionariedad de la señal. Al utilizar segmento de datos de corta duración la resolución espectral sería baja [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981], lo que evitaría poder detectar algún tipo de trastorno intestinal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. 1998].

Las técnicas paramétricas [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995; CHEN J. ET. AL, 1990; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999], pueden proporcionan una solución parcial a la problemática de las técnicas no paramétricas, puesto que estas técnicas pueden determinar la frecuencia del BER con mejor resolución y con ventana de datos pequeñas, pero la energía del espectro obtenido no es verdadera, lo que no permitiría realizar un correcto estudio de la distribución de energía. En este trabajo, los estimadores espectrales son elegidos porque solo se requiere identificar la componente de frecuencia del BER asociada al pico espectral obtenido de cada

estimador. Por ello, se usaron las técnicas de estimación espectral AR, ARMA, Prony y MUSIC en todos los registros de señal del EEnG de perros sanos en ayuno (apartado 7.4). Las **respuestas espectrales** promedio de la densidad espectral de potencia (PSD) superpuesta de las sesiones, en cada una de las técnicas, mostraron componentes de frecuencia en torno a 0.3 Hz (18 cpm), este valor de frecuencia corresponde a la onda lenta que ha sido reportado por otros autores en registros internos [LINKENS D. A., CANNELL A. E. 1974; SZURSZEWski J. H. 1969] y externamente [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001]. La frecuencia del BER, estaba acompañada de sus armónicos superiores que tienden a disminuir la amplitud de los picos conforme se acerca a la frecuencia más alta de la ventana de análisis. Además, los resultados mostraron que los cuatro métodos empleados detectaron la mayor cantidad de energía en torno a la frecuencia de la onda lenta (0.3 Hz) y el primer armónico (0.6 Hz), el cual también podría ser empleado para indicar la presencia del BER, sobre todo en la superficie abdominal, teniendo la ventaja de estar más alejado de componentes de frecuencia que pudieran causar interferencia.

Los resultados obtenidos apoyan la opinión de otros autores que han encontrado la componente de frecuencia de la onda lenta mediante el uso de las técnicas AR y ARMA en diferentes especies [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995; CHEN J. ET. AL, 1990; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993].

Las densidades de potencia obtenidas tanto para el EEnG interno como el de superficie, mostraron que aparte de los armónicos de la frecuencia de la OL, existían picos espectrales por debajo de la frecuencia de 0.15 Hz. En este rango de frecuencia las componentes existentes se puede deber a modulaciones de la amplitud de la OL [SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980], así como, posibles frecuencias residuales remanentes a causa del filtrado paso alto ( $f_c=0.05$  Hz). Incluso podría tratarse de contracciones antrales [VAN DER SCHEE E. J., GRASHUIS J. L. 1983]. Para disminuir el efecto de esta baja frecuencia se determinó, que el rango de estudio estuviera por encima de 0.15 Hz. Este valor es similar al utilizado por otros autores que han empleado 0.12 Hz [PFISTER C. J. ET. AL, 1988], 0.13 Hz [LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994], ó 0.16 Hz [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2006; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999].

Asimismo, al comparar la respuesta espectral de los cuatro estimadores en los puntos de medición internos y externo, se aprecia que el espectro de la señal de superficie en la mayoría de las sesiones presenta más atenuación a mayor frecuencia, mostrando un espectro más ancho sin afectar la componente de frecuencia del BER que está asociada a un pico espectral máximo. Esto se debe a que existe una influencia significativa de las capas abdominales, provocando una atenuación a la señal original debido a la baja conductividad que presentan dichas capas [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003].

La detección no invasiva de la **frecuencia de la onda lenta**, ya se ha logrado en condiciones normales en los seres humanos [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007] y en condiciones normales y patológicas en animales [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; ERICKSON J. C. ET. AL, 2009; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999]. Esto podría tener un valor diagnóstico muy importante. La mayoría de los autores ha determinado que la onda lenta de alguna parte del intestino está presente en la superficie abdominal, pero no se ha determinado de qué punto interno del intestino proviene la señal. Los resultados estadísticos del presente trabajo, indican que el segmento de intestino registrado en superficie abdominal corresponde a yeyuno 2 (a 90 cm con respecto al ángulo de Treitz), siendo el que no presentó estadísticamente diferencias significativas con el registro de superficie abdominal en la mayoría de las sesiones con los cuatro estimadores espectrales.

Entonces, el EEnG podría ser una solución no invasiva para la evaluación de la actividad mioeléctrica intestinal y podría utilizarse para poder determinar las posibles

alteraciones que puede tener el BER y asociarlo a una posible enfermedad o desorden intestinal, tales como una distensión duodenal que puede causar arritmia intestinal y una disminución en la amplitud del BER, puede provocar trastornos motores como vómito [MASAKI ABO ET. AL, 2000].

Otros autores han evaluado los **coeficientes de inestabilidad** para especificar la estabilidad de la frecuencia de la onda lenta gástrica [CHEN J. D. Z. 1998]. Comentando que el coeficiente de inestabilidad de la onda lenta en pacientes con trastornos gástricos es a menudo más alta que en sujetos sanos.

El coeficiente de inestabilidad global de la frecuencia de la onda lenta ( $CIG_{FOL}$ ), obtenido del EEnG de perros sanos con cada una de las técnicas espectrales, muestra que los coeficientes de inestabilidad en los 6 puntos de medida internos están entre 7 % a 11 % en la respuesta de la técnica AR, de 8 % a 9 % en la respuesta de la técnica ARMA, de 4 % a 6 % en la respuesta de la técnica Prony y de 7 % a 10 % en la respuesta de la técnica MUSIC. Mientras que en el registro de superficie abdominal el  $CIG_{FOL}$  obtenido mediante el método AR es del 9%, con ARMA es de 10%, con Prony es de 7% y de MUSIC es de 9%. Dependiendo del método de estimación espectral elegido dependerá los valores de coeficientes de inestabilidad límites a emplear, si la frecuencia de la onda lenta se mantiene dentro del rango de los coeficientes determinados según el método, podría decirse que la frecuencia de la onda lenta no está afectada por algún tipo de trastorno [CHEN J. D. Z. 1998]. Algunos autores mencionan que los armónicos que aparecen en el rango de frecuencias altas pueden causar un diagnóstico erróneo en alguna disritmia, tal como en la actividad gástrica [VERHAGEN MARC A. M. T. ET. AL, 1999]. Asimismo, en las respuestas promedios de las densidades espectrales de potencia superpuestas de los registros en superficie en algunas sesiones, se podría interpretar erróneamente si no se toma en cuenta que la variabilidad de los picos espectrales en el promedio puede parecerse a una interferencia u artefacto, consecuencia de la inestabilidad de los picos espectrales (Figura 7-27 y 7-49). Incluso, en los espectros de los registros internos puede apreciarse este efecto, solo que internamente se tiene la confianza de que los registros no estén afectados por interferencia, puesto que están tomados directamente de la serosa del intestino (Figura 7-26 y 7-48).

El electroenterograma obtenido en este estudio a través de electrodos colocados en distintas partes a lo largo del intestino delgado, ha mostrado mediante el análisis con técnicas paramétricas, que la frecuencia del ritmo eléctrico básico en perros en ayuno presenta un **decremento gradual** en sentido aboral, estando de acuerdo con otros autores que han encontrado que la frecuencia de la onda lenta en el intestino delgado en perros decremente aboralmente, creando un gradiente en la frecuencia de la onda lenta. Este gradiente existe tanto in vitro como in vivo [CAENEPEEL P. ET. AL, 1991]. También en conejos se presenta el gradiente de frecuencia [ALVAREZ WALTER C. 1914]. Además, estudios en voluntarios humanos han demostrado la capacidad para detectar el gradiente de la frecuencia normal del BER del intestino delgado [RICHARDS W. O. ET. AL, 1996]. Los valores de frecuencia de la onda lenta obtenida en este trabajo con los cuatro métodos de estimación espectral paramétricos son similares y disminuyen entre 18 cpm a 16 cpm (ver apartado 7.4.5). Otros autores han determinado que el rango normal de la onda lenta en perros está entre 18 y 15 cpm [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001], 22 y 17 cpm [MASAKI ABO ET. AL, 2000]. Sin embargo, en el análisis desarrollado la disminución de frecuencia no comienza desde duodeno como lo ha reportado otros autores [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; DIAMANT N. E., BORTOFF A. 1969; LAMMERS W. J. ET. AL, 2005; SMALLWOOD R. H. ET. AL, 1980]. Esto puede deberse a que el punto de medición está más influenciado por la señal del estómago o que el electrodo esté colocado más cerca de dicho órgano, lo que provoca que la señal en este punto sea

menor al obtenido en el ligamento de Treitz, puesto que las frecuencia en el estómago son más bajas [VAN DER SCHEE E. J., GRASHUIS J. L. 1983]. Por lo tanto, el coeficiente de inestabilidad asociados a la frecuencia de la onda lenta y el rango de frecuencia del gradiente obtenido en cada uno de los métodos, podría ser de importancia ya que podría indicar la existencia de disritmias [CHEN J. D. Z. 1998], que pueden ser asociadas con desórdenes intestinales [HENEYKE S. ET. AL, 1999]. Además, un cambio en el decremento de la frecuencia de la onda lenta a lo largo del intestino también implica la disminución de la velocidad, lo que puede ser utilizado para diagnosticar problemas de tránsito intestinal [SZURSZEWski J. H. 1998; WINGATE DAVID. ET. AL, 2002].

Por otra parte, algunos autores refieren que hay que tomar en cuenta a la componente de frecuencia de **la respiración** en la superficie abdominal que puede aparecer en el rango de 9 a 36 cpm, permaneciendo por arriba de 3 cpm cuando el animal está despierto [Y.YE-LIN 2009]. Su aparición puede depender de las condiciones de cómo fueron tomados los registros del EEnG, de la posición y forma de colocar los electrodos de contacto, así como la posición del cuerpo del sujeto en estudio. Sin embargo, en las densidades espectrales de potencia proporcionadas por los cuatro métodos de estimación espectral paramétricos no se observó la interferencia respiratoria en la ventana de análisis de 0 a 2 Hz que es el rango normal donde la componente respiratoria podría afectar a la frecuencia del BER [CHEN J. ET. AL, 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994].

## 9.5 Comparativa de las técnicas de estimación paramétricas

La señal del EEnG puede procesarse para obtener la energía y el espectro de potencia que podrían proporcionar información útil para el análisis clínico. La variación en el pico espectral máximo puede proporcionar información mediante las frecuencias asociadas al espectro de situaciones anormales del marcapasos intestinal. Algunos autores han utilizado técnicas que están basadas en la FFT para determinar las características de la onda lenta [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2001; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2006; YIYAO YE ET. AL, 2006], este método exhibe varianza elevada lo que obliga a reducir la resolución en frecuencia para disminuir la varianza en el espectro estimado. Así, el efecto principal de ventanado con la FFT es el de suavizar el espectro estimado, evitando que no puedan resolver detalles que se pudieran presentar en el espectro. Además, este método sufre los efectos de dispersión espectral, debido al ventanado, que son inherentes a los registros de datos de longitud finita. A menudo, la dispersión espectral enmascara señales débiles que están presentes en los datos. La limitación básica del método del periodograma es la suposición inherente de que la estimación de autocorrelación es cero fuera de la ventana. Esta suposición limita severamente la resolución en frecuencia y la calidad de la estimación del espectro de potencia obtenido. Desde otro punto de vista, la suposición inherente en la estimación del método del periodograma es que los datos son periódicos. Ninguna de estas suposiciones es real [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G 1996; STOICA PETRE, MOSES L. RANDOLPH 1997]. Los métodos paramétricos no requieren tal suposición. Puede construirse un modelo para la generación de la señal con un número de parámetros que pueden estimarse a partir de los datos observados. Entonces a partir del modelo y los parámetros estimados, se puede calcular la PSD. El enfoque de los métodos paramétricos elimina la necesidad de las funciones ventana y la suposición de que la secuencia de autocorrelación es cero fuera de la ventana. Otras técnicas de estimación espectral que podrían utilizarse sobre la señal del EEnG, son las transformadas de wavelets que han sido usadas sobre señales del electrogastrograma [DE SOBRALCINTRA R. J. ET. AL, 2004; HUALOU LIANG, ZHIYUE LIN 2002; TOKMAKCI MAHMUT 2007]. Algunos autores comentan que se presenta

un problema, al tratar de encontrar una wavelet que mejor combine con la forma de onda de las señales de ECG en estado basal [DE SOBRAL CINTRA R. J. ET. AL, 2004; RIOUL O., VETTERLI M. 1991]. Aunque existen numerosos temas sobre la elección de wavelet para el análisis de la señal [CHAPA J. O., RAO R. M. 2000], por lo general, una wavelet puede ser considerada como la más adecuada a un tipo de señal, si puede ser representada por pocos coeficientes de wavelet como sea posible [MALLAT STÉPHANE G. 1999; VETTERLI M. 2001]. Además, algunas clases de wavelets presenta los mismos inconvenientes del periodograma al necesitar segmentos de las señales para realizar la estimación y en otras la constante de tiempo-ancho de banda característica del producto de la transformada wavelet, impide un análisis de banda angosta en la frecuencia de la señal presentando las mismas limitaciones en la SNR que presenta la FFT [AKAY M. 2006; MEREDITH ROGER W., NAGLE SAMUEL M. 1999].

En este trabajo de tesis, se compararon los métodos de análisis espectral paramétrico. La densidad espectral de potencia (PSD) fue obtenida mediante la aplicación de los modelos AR, ARMA, Prony y MUSIC a señales simuladas y señales reales del EEnG que se adquirieron de perros en ayuno. La PSD de la señal mioeléctrica intestinal describe la distribución de energía en las componentes de frecuencia asociadas. Dado que el marcapasos intestinal es proporcional a los cambios de frecuencia en el intestino, la estimación de la PSD del EEnG proporciona la componente de frecuencia del ritmo eléctrico básico (BER) del intestino delgado de perros sanos en ayuno (apartado 7.4). Cabe señalar, que en la búsqueda bibliográfica realizada no se encontraron aplicaciones del método Prony en las señales gástricas o intestinales teniendo más aplicación en el área cardiaca [BANI-HASAN M. A. ET. AL, 2009; BEE X. A., PEIJUN SHAN 1999; OZCAN GULCUR H., BAHADIRLAR Y. 1998; SZI-WEN CHEN 2000] y la técnica MUSIC se ha encontrado aplicada en algunos trabajos sobre la señal gástrica y el intestino pero en la determinación del vaciado gástrico e isquemia intestinal [BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995; CAPONIGRO R. ET. AL, 1988]. En ambos trabajos los datos a evaluar no fueron adquiridos mediante el uso de electrodos de contacto.

Los resultados de la señal simulada con órdenes y SNR diferentes proporcionaron un punto de partida para conocer qué orden podrían tener los modelos de acuerdo a la SNR. A través de La Tabla 7-1 y 7-2, se pueden observar que los métodos que proporcionan una mejor separación de las componentes de frecuencia simuladas son la técnica ARMA y MUSIC, pero MUSIC es el método que mejor se desempeña cuando la SNR=0 dB, obteniéndose una resolución  $\Delta f = 0.01$  Hz (0.6 cpm) aunque la señal intestinal no suele presentar una SNR tan baja, algunos autores han determinado que en promedio la SNR en animales está en torno a 4.3 dB y 16.7dB en los registros de superficie abdominal [GARCIA-CASADO JAVIER ET. AL, 2006; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006]. Pero comentan que al utilizar técnicas de filtrado adaptativo se puede aumentar la SNR hasta 31.9 dB.

Las técnicas de análisis paramétrico son de las más preferidas por tener una mejor eficiencia computacional, resolución y por proporcionar una respuesta espectral más suave, logrando que la energía asociada a la componente de frecuencia se distinga más fácilmente. La desventaja es que no son estimadores espectrales verdaderos, es decir, en los estimadores espectrales típicos para una senoide, el área bajo la curva del espectro es linealmente proporcional a la potencia de la señal, mientras que en los paramétricos son proporcionales al cuadrado de la potencia de la señal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997].

La respuesta de la densidad espectral de potencia que proporcionan los métodos paramétricos depende de la adecuada selección del orden y de la longitud del segmento de datos a evaluar para que no se obtenga una atenuación o componentes

de frecuencias que no pertenecen a la señal del EEnG y que podrían ser de una amplitud más elevada que la componente de la onda lenta.

El **método AR** es adecuado para representar espectros con picos definidos de ancho de banda angostos [MAKHOUL J. 1975]. Esta característica es importante, ya que los espectros de banda estrecha son muy comunes en la práctica. Por ello, la estimación de parámetros de señales con el método AR es de los más empleados. Puede decirse que el método AR presenta la ventaja de que solo requiere de un orden, si el orden no es adecuado el espectro se atenúa o introduce picos espectrales no deseados, pero la respuesta espectral se mantiene más estable y el pico espectral asociado a la frecuencia del BER normalmente se presenta como de mayor amplitud (apartado 7.4.1). Sin embargo, para las señales sinusoidales inmersas en ruido, el método es sensible a la fase inicial de una senoide, especialmente en los registros cortos de datos. Esta sensibilidad se aprecia como un desplazamiento en frecuencia de la verdadera frecuencia, dando lugar a un sesgo dependiente de la fase [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G 1996; STOICA PETRE, MOSES L. RANDOLPH 1997]. En las figuras del apartado 7.4.1, puede observarse la existencia de los desplazamientos que presentan los picos de la PSD asociados a la frecuencia fundamental y sus armónicos de la señales del EEnG interno y externo. El coeficiente de inestabilidad global indica que se tiene más estabilidad en el registro de yeyuno 2 ( $CIG_{FOL} = 6.63\%$ ), mientras que en superficie abdominal es de 9.15%. El método AR determinó que la frecuencia del BER global en la superficie abdominal es de 0.289 Hz, en Duodeno de 0.288 Hz, en Treitz de 0.301 Hz, en yeyuno 1 de 0.297 Hz, en yeyuno 2 de 0.289 Hz, en yeyuno 3 de 0.280 Hz y por último en íleon de 0.263 Hz. La respuesta indica que no existe entre la superficie abdominal y yeyuno 2 estadísticamente diferencia significativa (Tabla 7-18). La PSD obtenida de la técnica AR, muestra la amplitud del espectro de potencia más constante a diferencia de las otras tres técnicas (apartado 7.4.1). Esto indicaría que la SNR afecta menos al método. Pero la baja resolución esconde las componentes de baja frecuencia, aunque la frecuencia fundamental y los armónicos de la onda lenta están bien identificados.

Cuando el espectro contiene tanto picos como valles, no puede ser modelado por el método de AR. En estos casos, la estimación espectral del **método ARMA** es una opción para mejorar la estimación espectral AR. Mediante la combinación de polos y ceros, el método ARMA proporciona una representación más eficiente, desde el punto de vista del número de parámetros del modelo del espectro de un proceso aleatorio [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; STOICA PETRE, MOSES L. RANDOLPH 1997]. En la estimación de los órdenes la técnica ARMA, se tiene la desventaja que al utilizar dos órdenes, conlleva que al hacer una mala elección en uno de ellos, hará que la varianza en la respuesta de la densidad espectral de potencia sea más difícil de ajustar provocando con ello, que se tenga una mayor inestabilidad del espectro debido a los picos y valles que resultan de la PSD al evaluar el EEnG con el método ARMA, como se mostró en el apartado 7.4.2. Además, varios autores hacen énfasis de las desventajas computacionales que ofrece el modelo ARMA al requerir de dos órdenes [AKIN M., KIYMIK M. K. 2000; BRADSHAW L. A., WIKSWO J. P., JR. 1995]. Sin embargo, el método ARMA identifica el pico de la PSD que está asociado a la frecuencia del marcapasos intestinal, obteniendo en la superficie abdominal una frecuencia global del BER de 0.292 Hz, en duodeno de 0.297 Hz, en Treitz de 0.301 Hz, en yeyuno 1 de 0.297 Hz, en yeyuno 2 de 0.286 Hz, en yeyuno 3 de 0.279 Hz e íleon de 0.265 Hz. La respuesta de frecuencia promedio en la mayoría de las sesiones muestra que no existe estadísticamente diferencia significativa entre la superficie abdominal y yeyuno 2, obteniéndose un coeficiente de inestabilidad global de 9.70 % y 9.20 % respectivamente (Tabla 7-19). El método ARMA presenta una mayor resolución



identificando componentes en baja frecuencia (apartado 7.4.2), pero muestra mayor variación en la amplitud del espectro de potencia que el método AR. Asimismo, presenta menor estabilidad que las otras tres técnicas de estimación en la componente de frecuencia del BER del EEnG intestinal, sobre todo en la superficie abdominal. Esto podría deberse a que el método es más afectado por la SNR, y a no trabajar con la pareja de órdenes óptimos para cada segmento de análisis.

El **método Prony** no es una técnica de estimación espectral, pero puede modelar secuencias de datos como una combinación lineal de exponenciales complejas, tratando de adaptar un modelo exponencial determinístico a una secuencia de datos, en contraste a los métodos ARMA y AR que buscan adaptar un modelo aleatorio a los datos estadísticos de segundo orden [MARPLE S. L. 1987]. Cada exponente complejo describe a una componente sinusoidal específica que se caracteriza por su frecuencia, amplitud y fase. Además, este método puede aplicarse en señales que están constituidas por un número de oscilaciones sinusoidales mezcladas con ruido [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981]. El método Prony en este trabajo se aplicó a la señal del EEnG para extraer la componente de frecuencia del BER intestinal. Los resultados de la PSD del método de Prony obtenidas de la señal del EEnG en los registros interno y externo presentan mayor variación o pérdida de energía. El método Prony detecta el pico de la PSD que está asociado a la frecuencia del BER intestinal, con un valor de frecuencia global de la onda lenta en la superficie abdominal de 0.296 Hz, en duodeno de 0.302 Hz, en Treitz de 0.305 Hz, en yeyuno 1 de 0.304 Hz, en yeyuno 2 de 0.294 Hz, en yeyuno 3 de 0.284 Hz e íleon de 0.273 Hz. La respuesta de frecuencia promedio en la mayoría de la sesiones de registro muestra que no existe estadísticamente diferencia significativa entre la superficie abdominal y yeyuno 2, obteniéndose un coeficiente de inestabilidad global de 6.85 % y 5.22 % respectivamente (Tabla 7-20). El método de Prony muestra más variación en la potencia del espectro al tener mayor pérdida en la energía en cada segmento de señal analizado (apartado 7.4.3). Sin embargo, presenta mayor estabilidad en la componente de frecuencia del BER que en los otros tres métodos de estimación.

Los métodos de vectores propios están basados en una descomposición propia de la matriz de la señal corrupta por ruido. El método de vectores propios produce un espectro de frecuencia de alta resolución, incluso cuando la SNR es baja proporcionando una estimación asintóticamente insesgada de un conjunto general de parámetros de la señal. Estos métodos proporcionan suficiente resolución para estimar las sinusoides de los datos [KAVEH M., BARABELL A. 1986; KAY S. M. 1988; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; PORAT B., FRIEDLANDER B. 1988; STOICA PETRE, MOSES L. RANDOLPH 1997]. El **método MUSIC** al evaluar la señal del EEnG tanto interna como en superficie abdominal mostró picos más estrechos que en las otras tres técnicas de estimación espectral, aun cuando la SNR es baja. Asimismo, tanto la PSD asociada a la frecuencia de la onda lenta como la de sus armónicos están mejor definidos y con una mejor separación de las componentes de frecuencia. No obstante, a pesar de que logra mejor identificación de los picos espectrales en bandas más angostas, en algunas ocasiones el mismo método produce picos no deseados, debido a la morfología de la señal del segmento de datos bajo análisis, causando que el orden elegido se sobre estime para ese segmento de datos. En términos de la evaluación del método MUSIC, computacionalmente es más simple [FRIEDLANDER B. 1990; FRIEDLANDER B., WEISS A. J. 1994; SWINDLEHURST A. L., KAILATH T. 1992; SWINDLEHURST A. L., KAILATH T. 1993].

Por otra parte, el método MUSIC tiene la ventaja que en lugar de buscar las frecuencias de las señales en todo el espacio de muestreo, se puede confinar la búsqueda solamente en el subespacio de la señal que usualmente tiene una dimensión mucho más baja, consecuentemente se reduce significativamente el efecto

de ruido y mejora la capacidad de resolución. Este método está mejor preparado para los espectros de señales sinusoidales siendo bastante eficaz en la detección cuando están inmersas en el ruido. El método MUSIC realiza un promedio de los todos los espectros de los vectores propios correspondientes al subespacio de ruido para eliminar los ceros no deseados, aprovechando este hecho para estimar las frecuencias de las sinusoides como aquellos lugares en donde existe mayor concentración de picos [MONSON H.HAYES 1996; SWINDLEHURST A. L., KAILATH T. 1992; SWINDLEHURST A. L., KAILATH T. 1993].

En nuestro análisis lo que interesa es la localización de los picos, por indicar elevadas concentraciones de potencia en estrechos márgenes de frecuencia en torno a 0.3 Hz. Pero su altura es de poca importancia porque lo que se pretende es conocer con precisión la localización de la frecuencia de la onda lenta asociada a este pico espectral. Entonces el método MUSIC funciona simplemente como un detector de frecuencias, bajo estas condiciones su magnitud de energía no es una estimación fiable de la densidad espectral de potencia, por lo que algunas veces a la PSD se le conoce como pseudoespectro [MANOLAKIS D. G. ET. AL, 2005]. Los resultados obtenidos del pico máximo de la PSD asociado a la frecuencia del BER global en la superficie abdominal es de 0.290 Hz, en Duodeno de 0.289 Hz, en Treitz de 0.298 Hz, en yeyuno 1 de 0.295 Hz, en yeyuno 2 de 0.288 Hz, en yeyuno 3 de 0.280 Hz y por último en íleon de 0.262 Hz. La respuesta indica que no existe entre la superficie abdominal y yeyuno 2 estadísticamente diferencia significativa, mostrando un coeficiente de inestabilidad global es de 9.41 % y 7.37 % (Tabla 7-21). El método MUSIC exhibe una mayor amplitud y definición de los picos espectrales con un ancho de pico más angosto que en las otras tres técnicas de estimación espectral (apartado 7.4.4). Los valores de coeficiente de estabilidad y valores de frecuencia de la onda lenta son similares a los obtenidos en la técnica AR.

Las respuestas obtenidas de los métodos de estimación espectral evaluados en este trabajo de tesis son similares (apartado 7.4), indican que la frecuencia del BER intestinal tanto interna como externa puede ser determinada por los cuatro métodos. Por lo tanto, de acuerdo a las características física y técnicas que se presentan en la superficie abdominal en el registro de la señal de EEnG, se requiere que los métodos de estimación espectral tenga robustez y sean capaces de identificar las componentes de frecuencia de la señal del EEnG intestinal en superficie a través de la PSD, y no solo la identificar la frecuencia del BER, sino que indique de qué segmento del intestino es la frecuencia del BER que se registra externamente. Consecuentemente los métodos de estimación espectral elegidos para identificar la frecuencia del BER del EEnG serían, el método MUSIC al proporcionar una respuesta espectral con componentes de frecuencia mejor definida y de mayor amplitud y el método AR al mantener la energía del espectro más constante. Además, en un momento dado mediante el teorema de descomposición de Wold, un modelo ARMA puede ser representado exactamente como un único modelo AR de orden infinito [MARPLE L. 1977]. Esto es importante ya que si se elige el modelo erróneo de entre los dos, se puede obtener aún una aproximación razonable usando un orden para el modelo suficientemente grande. Otra característica que los hace menos complejos es que ambas técnicas requieren de un solo orden, puesto que la parte del modelo que interesa más es la que proporciona los picos. Esto permite que la evaluación requiera menor procesamiento para su cálculo.

## 9.6 Patrones de la frecuencia de la onda lenta

La señal mioeléctrica registrada en la serosa del intestino delgado en perros en ayuno fue utilizada para estudiar la evolución temporal de la frecuencia de la onda lenta y para evaluar la relación de posibles variaciones con el grado de actividad contráctil intestinal. Desde las primeras observaciones que realizó Álvarez y Mahoney ha sido conocido que la onda lenta no está directamente asociada con las contracciones rítmicas [ALVAREZ WALTER C. 1922]. Opinión que comparte miembros de nuestro grupo de investigación indicando que la onda lenta no representa actividad intestinal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000].

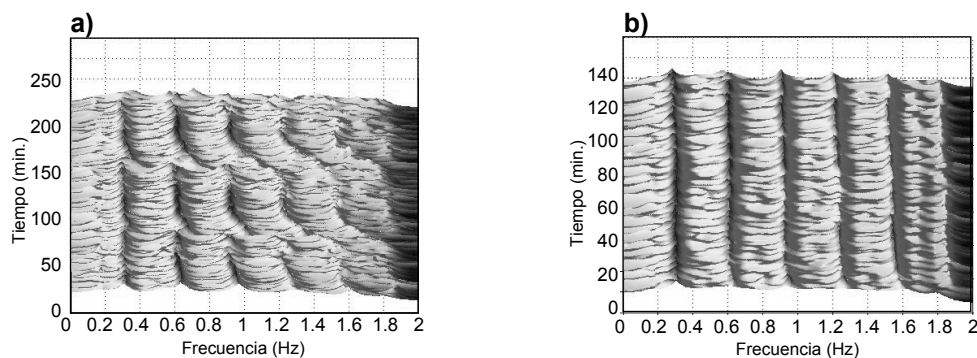
En muchas regiones del tracto gastrointestinal, la actividad contráctil fásica es temporizada por ondas lentas. La actividad eléctrica del intestino delgado consiste de ondas lentas y “spikes burst”, estos últimos son asociadas con las contracciones rítmicas del intestino [BORTOFF A. 1976; BUENO L. ET. AL, 1981; CODE C. F. ET. AL, 1968]. La tarea principal de la onda lenta en el intestino delgado es inducir los movimientos mecánicos de la pared intestinal. Así, para observar la actividad contráctil se obtuvo el índice de motilidad intestinal (IMI) (apartado 7.5.2). El IMI es similar a la energía por arriba de 2 Hz [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000]. Se observó que la evolución temporal del índice de motilidad sigue al patrón de actividad motora interdigestiva descrito por otros autores [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; HUSEBYE E. 1999; SZURSZEWSKI J. H. 1969]. Este patrón de actividad mecánica en estado de ayuno es también conocido como el complejo mioeléctrico interdigestivo (CMMI) y es un patrón cíclico con varias fases que se propagan en toda la longitud del intestino delgado divididas en: reposo (fase I), actividad contráctil irregular (fase II) y actividad contráctil máxima intestinal (fase III) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; HUSEBYE E. 1999; SZURSZEWSKI J. H. 1969]. Este patrón motor es iniciado y coordinado por el sistema nervioso entérico y modulado por factores extrínsecos [THOMAS E. A. ET. AL, 2004].

La necesidad de conocer otros parámetros o complejos que puedan ayudar a visualizar la actividad motora del intestino ha llevado a otros autores a estudiar la relación de la frecuencia de la onda lenta con dicha actividad. Pousse *et al.* describe un complejo de la frecuencia de onda lenta en duodeno y yeyuno proximal de perros en ayuno [POUSSE A. ET. AL, 1987]. Este complejo de la frecuencia de onda lenta consistió de un incremento de la frecuencia de onda lenta unos minutos después del inicio de la fase III con un pico de la frecuencia de la onda lenta minutos después de terminar la actividad de la fase III. Un subsecuente decremento de la frecuencia de la onda lenta se observó durante la fase I. Además, el complejo de la frecuencia de la onda lenta no ocurre durante la actividad ectópica de la fase III. Otros autores han estudiado la relación entre la onda lenta y los potenciales rápidos en yeyuno de perros en vivo [MEDEL C. ET. AL, 1984]. De acuerdo a estos antecedentes en la presente tesis doctoral, se realizó una comparación de la evolución del complejo motor migratorio interdigestivo (CMMI) con la evolución que presenta la frecuencia del ritmo eléctrico básico a lo largo de la duración de los registros internos para obtener los datos correspondientes a cada una de las tres fases del CMMI, y determinar la variación existente y el comportamiento de la frecuencia de la onda lenta en cada fase del complejo motor en ayunas.

El análisis de la trayectoria o evolución que siguen los picos de las densidades espectrales de potencia a lo largo del tiempo proporcionan información de las componentes de frecuencias asociadas a estos picos y que corresponden al marcapasos intestinal (apartado 7.5). Las respuestas de los métodos de estimación espectral AR(27) y MUSIC(14) fueron representadas en gráficas pseudo-tridimensional como las que se muestran en la figura 9-2. En estas figuras se pudo observar la evolución temporal de las respuestas de la densidad espectral de energía y la

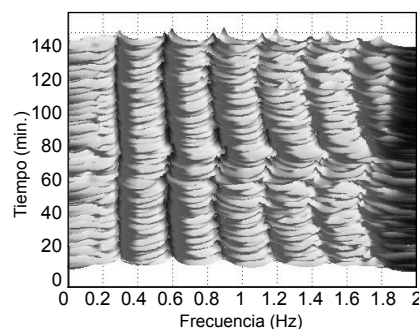
frecuencia de repetición en ambos métodos de estimación espectral. La amplitud de los espectros no fue analizada debido a que el interés se centró solo en la frecuencia de la onda lenta intestinal.

La figura 9-2 muestra ejemplos de la evolución que sigue cada una de las densidades espectrales resultantes (apartado 7.5). Puede observarse que la figura 9-2a presentan un patrón que muestra variaciones en los picos espectrales y por ende en la frecuencia en cierto tiempo, mientras que en la Figura 9-2b no se aprecian variaciones significativas en la evolución temporal. Aunque muchos autores no consideran la variación de la frecuencia de la onda lenta ( $V_{FOL}$ ) [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; WEISBRODT N.W. 1987]. Los resultados obtenidos en esta tesis (apartado 7.5.2) muestran que sí se tiene variación de la frecuencia de la onda lenta presentando diferentes patrones y apoyan la opinión de otros autores que han observado estas variaciones en la frecuencia [JANSSENS W. ET. AL, 1992; POUSSE A. ET. AL, 1987].



**Figura 9-2.** Gráfica pseudo-tridimensional de la trayectoria de los picos espectrales de la frecuencia de repetición de la onda lenta, **a)** con cambios en la trayectoria, **b)** sin cambios en la trayectoria.

En algunas sesiones, los armónicos superiores en los diferentes puntos de medida, mostraron un cambio en su trayectoria con respecto a la frecuencia fundamental de la onda lenta (Figura 9-3) y no son considerados dentro de la clasificación de los tipos de patrones. Esto puede deberse a que los armónicos son múltiplos de la fundamental y un pequeño cambio en la frecuencia fundamental se hace más notorio en los armónicos. Además, los armónicos muestran una pérdida de energía a medida que la frecuencia del armónico aumenta.



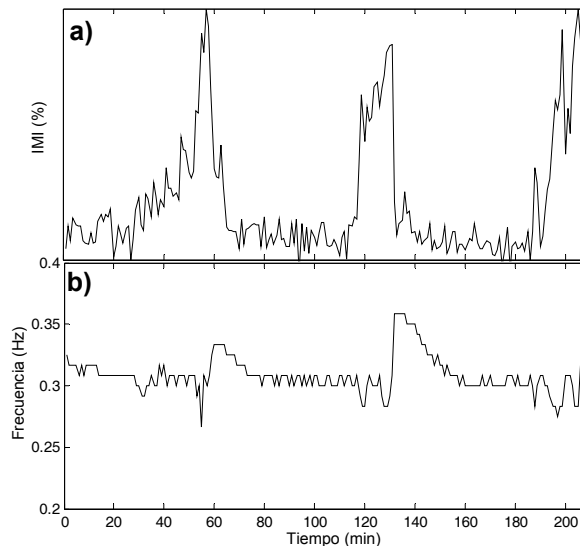
**Figura 9-3.** Gráfica pseudo-tridimensional de la trayectoria de los picos espectrales de la frecuencia de repetición de la onda lenta y variaciones en sus armónicos.

La influencia en la frecuencia de la onda lenta fue determinada por Szurszewski, que midió la frecuencia de la onda lenta 3 minutos antes, 3 minutos durante y 3 minutos después de pasar el complejo mioeléctrico en cada lugar de registro, para determinar si el complejo mioeléctrico afectaba a la onda lenta [SZURSZEWski J. H. 1969]. Encontró que durante la propagación del complejo mioeléctrico, la frecuencia de onda

lenta en todos los niveles del intestino fue mayor después de pasar el complejo que al inicio. Este resultado indicó que el complejo interfiere con la influencia del marcapasos oral sobre segmentos intestinales distales a éste. Aunque no están seguros de cómo se lleva a cabo la interferencia, comúnmente es relacionada al efecto de la actividad intensiva del potencial de acción del complejo o de la habilidad de las células del músculo liso para generar o conducir la onda lenta.

En esta tesis se midió 20 minutos antes y 20 minutos después, como se muestra en el apartado 7.5.2. Se determinaron tres tipos de patrones de la frecuencia del ritmo eléctrico básico (BER) en estado de ayuno. En el **tipo I** de variación de frecuencia del BER no existen cambios significativos, manteniendo un patrón normal (PN) con una evolución temporal de manera uniforme. Este resultado concuerda con muchos de los autores que no consideran la existencia de la  $V_{FOL}$  en condiciones normales [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; WEISBRODT N.W. 1987]. Según algunos estudios, éste es el patrón que se obtiene cuando el CMMI es de origen ectópico [POUSSE A. ET. AL, 1987].

Sin embargo, en muchos casos estas variaciones de frecuencia del BER pueden ser mayores al 10% hasta un 20% como se mostró en la figura 7-55. En estos casos, la frecuencia del BER sigue un patrón similar al patrón de la actividad motora intestinal. Este patrón también ha sido previamente descrito por algunos autores [JANSSENS W. ET. AL, 1992; POUSSE A. ET. AL, 1987]. Estos escasos trabajos previos reportan que la fase III empezaba pocos minutos antes del inicio del patrón de frecuencia del BER y terminaba pocos minutos antes de que la frecuencia del BER alcance el su máximo valor [POUSSE A. ET. AL, 1987]. Los resultados coinciden con el **tipo II** del patrón de frecuencia del BER observado en el presente trabajo y que fue clasificado como un patrón con retardo (PCR) de la frecuencia del BER. La figura 9-4 presenta un ejemplo del patrón tipo II (ver apartado 7.5.2).



**Figura 9-4.** Patrón con retardo de la frecuencia del BER a) IMI, b) Frecuencia del BER.

Sin embargo, un tercer tipo de complejo de frecuencia del BER ha sido identificado. Este patrón **tipo III** de la frecuencia del BER está sincronizado con el CMMI y fue clasificado como patrón con sincronización (PCS) (Figura 7-72 y 7-73). Este tipo de patrón podría emplearse para detectar el complejo mioeléctrico interdigestivo.

Los cambios de frecuencia del BER en condiciones normales en estado de ayuno tienen que ser tomados en cuenta para no ser mal interpretados con

decrementos de frecuencia de la OL como consecuencia de condiciones patológicas tales como isquemia intestinal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999] o el gradiente de frecuencia [ALVAREZ WALTER C. 1922; CAENEPEEL P. ET. AL, 1991]. Asimismo el coeficiente de inestabilidad de la onda lenta podría mal interpretarse como un trastorno intestinal si alguno de los patrones descritos aparece ya que la variación de frecuencia se presenta a lo largo del tiempo.

## 9.7 Ventajas de la detección no invasiva del EEnG

La detección no invasiva de la frecuencia de la onda lenta puede evitar trastornos de índole fisiológicos y problemas técnicos que aparecen usando métodos intraluminales [QUIGLEY E. M. ET. AL, 1992]. El solo uso de simples electrodos sobre la piel del abdomen en superficie, puede lograr que el EEnG se convierta en otra herramienta alternativa para el estudio de la fisiología y el diagnóstico clínico del intestino delgado, puesto que las disritmias tienen una influencia directa en la frecuencia de la onda lenta, como son la isquemia intestinal o arritmias [MASAKI ABO ET. AL, 2000]. El contenido de la frecuencia del marcapasos intestinal puede proporcionar información importante sobre el estado de salud del intestino delgado. Tradicionalmente, el cirujano debe realizar una laparotomía exploratoria solo para confirmar la sospecha de una isquemia mesentérica u obstrucción por estrangulamiento. Otros desórdenes que presentan una actividad contráctil anormal del intestino delgado son la pseudo-obstrucción intestinal, dismotilidad entérica y tránsito acelerado [WINGATE DAVID. ET. AL, 2002]. Por lo tanto, un sistema no invasivo para la monitorización de la actividad eléctrica del tracto digestivo y la detección de los primeros signos de isquemia es muy deseable en un entorno clínico.

Varios autores han llevado a cabo la medición de condiciones patológicas también de manera no invasiva en otras especies mediante el empleo de registros de campo biomagnético, usando un magnetómetro como magnetoenterograma [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; ERICKSON J. C. ET. AL, 2009; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999]; dicho equipo que adquiere los registros tiene un coste muy elevado y actualmente está disponible para un número pequeño de investigadores y la magnetogastrografía continua siendo una técnica experimental [CHENG LEO K. ET. AL, 2010]. No obstante, el registro de la actividad intestinal obtenida a través del campo magnético, no se ve afectado por la atenuación que provocan las capas de grasa de la pared intestinal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003]. Sin embargo, al utilizarse electrodos los sujetos bajo análisis deben tener un índice de masa corporal bajo, puesto que la baja conductividad de las capas de grasa abdominal atenúan y distorsionan significativamente las mediciones de los potenciales eléctricos generados por la actividad eléctrica gastrointestinal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 2001]. Además, la relación señal-ruido es baja, consecuencia de las señales de interferencia tales como cardiacas y respiratorias [WOO S., CHO J. 2010].

En un estudio, los autores reportan que pueden llevar a cabo la identificación de la frecuencia de la onda lenta de la actividad eléctrica intestinal en cerdos de manera no invasiva utilizando el magnetómetro, pero ellos requieren que los animales estén anestesiados y con la respiración controlada, empleando segmento de datos con una longitud mínima de 120 s y frecuencia de datos de 30 Hz que son procesados mediante la transformada de Fourier [ERICKSON J. C. ET. AL, 2009].

En este trabajo de tesis, el análisis de los animales se lleva en condiciones de despierto utilizando segmentos de datos de 60 s con una frecuencia de muestreo de 4 Hz y la respiración no está controlada, los resultados obtenidos indican que estadísticamente con los cuatro estimadores espectrales paramétricos utilizados es posible detectar en la superficie abdominal la frecuencia del ritmo eléctrico básico

intestinal que corresponde al segmento de yeyuno a 145 cm del ángulo de Treitz estando en torno a 17 cpm.

El uso de un sistema de adquisición basado en electrodos podría permitir obtener información de manera ambulatoria, puesto que podría usarse un holter para almacenar los datos y luego procesarla o incluso transmitir la señales biomédicas de un paciente al hospital para monitorearlo o diagnosticar. Haciendo uso de la **tecnología de hoy** en día se podría comunicar a un teléfono móvil con un sistema de adquisición de datos vía bluetooth y transferir la información a almacenar en el mismo teléfono y posteriormente transmitir señales digitales a un servidor del hospital a través de la red de telefonía celular móvil de servicio general de paquetes vía radio (GPRS) [RASID M. F. A., WOODWARD B. 2005]. Lo anterior no podría realizarse con un equipo de detección del campo biomagnético, puesto que el tamaño es considerable y debe estar fijo en un área específica; además de ser afectado por el ruido ambiental [Woo S., CHO J. 2010].

El trabajo realizado muestra que el empleo de estimadores paramétricos para identificar la frecuencia del BER, hacen que el registro de la señal del EEnG mediante electrodos de contacto en la superficie abdominal sea una excelente alternativa para la aplicación clínica; además de presentar un coste más bajo y las condiciones de registro son menos exigentes en la aplicación clínica y no requiere que el paciente ingiera ningún tipo de dispositivo que pudiera incomodarlo. Aunado a esto nuestro grupo de investigación está trabajando en el desarrollo de electrodos laplacianos [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2009; PRATS-BOLUDA GEMA ET. AL, 2011] y técnicas de separación de interferencias y artefactos [YE-LIN Y. ET. AL, 2010], lo que podría en un futuro ofrecer la primera técnica confiable de detección no invasiva de la actividad eléctrica intestinal en humanos ya que la mayoría de las técnicas empleadas para uso clínico son del tipo invasivo o semi-invasivo [DINNING P. G. ET. AL, 2010].





---

# 10. Similitud entre registros del EEnG internos y externos

---

## 10.1 Introducción

A lo largo del tiempo, las señales intestinales se han analizado visual y experimentalmente de manera invasiva, tratándose de desarrollar procedimientos para obtener mediciones de manera estandarizada. La técnica más directa y ampliamente utilizada, ha sido el registro de presión en el intestino, fundamentalmente basado en el uso de sondas intraluminales, ya que esta técnica no requiere cirugía, pero es invasiva [SAMSOM M. ET. AL, 1998]. Además, existe una considerable controversia sobre este enfoque, debido a los problemas técnicos y fisiológicos inherentes [MEARIN F., MALAGELADA JUAN R. N. 1993; QUIGLEY E. M. ET. AL, 1992]. Otra opción que ha sido utilizada y validada para monitorizar la motilidad intestinal es la actividad mioeléctrica, que está asociada con la contracción mecánica. Aunque la actividad mioeléctrica del ritmo eléctrico básico (BER) presenta una energía entre 0.15 Hz y 2 Hz y no es una representación directa de la contracción intestinal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A]. Mientras que con la energía por arriba de 2 Hz en el registro interno del electroenterograma (EEnG), puede determinarse la motilidad intestinal al existir una alta correlación con la presión intestinal. La relación entre la actividad intestinal mecánica y bioeléctrica ha sido ampliamente demostrada por varios autores [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A; WEISBRODT N.W. 1987].

Por otra parte, se ha comprobado que la frecuencia de la onda lenta intestinal que se han adquirido del EEnG de superficie abdominal, concuerdan con la onda lenta registrada internamente sobre el intestino delgado [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. También se ha demostrado que la actividad mioeléctrica de los potenciales rápidos (SB) del intestino delgado, están relacionados con la contracción mecánica, que puede registrarse en la superficie abdominal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Por lo tanto, la actividad mioeléctrica del electroenterograma en el registro de superficie

abdominal, podría considerarse como una técnica alternativa no invasiva. No obstante, las señales bioeléctricas como el EEnG, transportan información que no puede apreciarse rápidamente por estar embebidas en la propia señal; por lo que resulta necesario extraer dicha información que podría proporcionar alguna interpretación útil de posibles condiciones que produzcan algún trastorno motor del intestino, tales como: el síndrome del intestino irritado [DROSSMAN DOUGLAS A. 2005; PARK H. 2006], obstrucción intestinal [PRIHODA M. ET. AL, 1984; SUMMERS R. W. ET. AL, 1983], íleo paralítico [MADL CHRISTIAN, DRUML WILFRED 2003], crecimiento bacteriano [LIN HENRY C. 2004], o la isquemia intestinal [UDASSIN RAPHAEL ET. AL, 1994]. Algunos autores, opinan que la frecuencia de la onda lenta puede aumentar o disminuir a lo largo del tiempo [CHEN J. D. Z. 1998]. Estas variaciones de frecuencia pueden estar asociadas con algunas patologías, por ejemplo, la isquemia intestinal está relacionada con el BER, causando una disminución en la frecuencia y en la amplitud [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; HEGDE SANJAY S. ET. AL, 1998; SEIDEL S. A. ET. AL, 1999].

La importancia de identificar la parte exacta del segmento de intestino que está siendo afectado por alguna de las patologías mencionadas, ayudaría a que las pruebas exploratorias realizadas a los pacientes duraran menos tiempo y el diagnóstico médico sería más exacto y menos subjetivo. Por lo que el procesamiento de la señal del EEnG podría ayudar a cuantificar objetivamente diferentes características de la señal mejorando la calidad de las mediciones. Así, el EEnG no invasivo, podría ser de gran importancia para proporcionar un valor auxiliar clínico, haciendo que el proceso de exploración fuera menos molesto para el paciente. Sin embargo, conocer el punto exacto del intestino cuya actividad está siendo registrada en la superficie abdominal, es precisamente una de las dificultades del registro no invasivo [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Este problema también lo presentan otras técnicas no invasivas del registro de la actividad intestinal, tales como el registro de sonidos intestinales [TOMOMASA T. ET. AL, 1999] y el registro magnético en superficie [SEIDEL S. A. ET. AL, 1999; SEIDEL SCOTT A. ET. AL, 1999].

Por otra parte, la señal del EEnG presenta problemas debido a que las señales mioeléctricas registradas en superficie abdominal son muy débiles [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993] y especialmente en el rango de los SB [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Además, las capas abdominales causan un efecto de filtrado espacial y efecto de aislamiento [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003]. Aunado a esto, el registro en superficie abdominal es corrupto por diferentes tipos de interferencias fisiológicas tales como la actividad cardiaca, respiración, componentes de baja frecuencia y artefactos de movimiento [PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007; Y.YE-LIN 2009]. La actividad cardiaca principalmente afecta a los componentes de alta frecuencia del EEnG en superficie abdominal al presentar un valor de amplitud muy bajo y que es donde está la actividad de los SB en la banda de 2 Hz a 20 Hz [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Mientras que la respiración afecta a los componentes de baja frecuencia del electroenterograma [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994].

De acuerdo a lo anterior, varios autores han realizado análisis para determinar si la fuente de señal mioeléctrica del EEnG en superficie abdominal se corresponde con alguno de los registros del EEnG de la señal interna, mediante el análisis de coeficientes de correlación, descomposición de la señal y mediante el uso de electrodos laplacianos en lugar de bipolares para capturar los potenciales bioeléctricos [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007; Y.YE-LIN 2009]. Pero solo se ha logrado identificar y confirmar que lo que se capta en la superficie abdominal es el ritmo eléctrico básico, sin identificarse cuál es el punto de registro interno que lo produce. En esta tesis, mediante la estimación espectral paramétrica de la señal del EEnG se ha logrado determinar estadísticamente qué punto de registro interno del intestino

delgado proporciona la frecuencia que se obtiene sobre la superficie abdominal (apartado 7.4.5); no obstante es necesario asegurar este hecho, para ello, también se ha utilizado la función de coherencia que proporciona un valor de magnitud indicando cuánto se parece la componente de frecuencia de la onda lenta del registro de superficie con la componente de frecuencia de la onda lenta de cada uno de los registros internos. En la estimación de la función de coherencia se emplearon los métodos ARM y MUSIC, obteniéndose otra alternativa para evaluar la función de coherencia, así como parámetros de identificación de las señales intestinales que normalmente se han obtenido mediante la función de coherencia estimada con el periodograma [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001].

## 10.2 Valores de los estimadores de la función de coherencia

En la presente tesis, se han ensayado diferentes técnicas de estimación espectral para realizar la función de coherencia. Inicialmente se desarrolló una función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ), la cual presenta una distribución en frecuencia no uniforme con tres crestas de diferente amplitud (Figura 6-11). La respuesta de la función de coherencia teórica se utilizó para contrastar los resultados obtenidos con las funciones de coherencia estimadas con los métodos del periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), autoregresivo multivariante ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y clasificación de señales múltiples MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) (apartado 8.2), para determinar qué técnica presenta la mejor similitud (Sesgo) y variabilidad (mediante la raíz cuadrática media RECM) de las respuestas de las funciones de coherencia estimadas con respecto a  $C^T(f)$ .

### 10.2.1 Importancia de la función de coherencia

El término "coherencia" en la comunidad de procesamiento de señales se ha definido desde hace casi 50 años [MARPLE S. L., JR., MARINO C. 2004]. Es un método que mediante el análisis de señales, proporciona información acerca del comportamiento de las componentes de frecuencias del área o sistema en el que se están captando los registros de datos, permitiendo interpretar el grado de similitud que puede existir entre dos señales que se adquieren simultáneamente [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993; CARTER G. C. 1987]. Por lo tanto, la magnitud de coherencia de la función, se obtiene a partir de la aplicación de la transformada de Fourier, como resultado de esto, se obtiene la matriz de densidad espectral cruzada que contiene la información cuantitativa sobre la relación existente entre los diferentes componentes de frecuencia de las señal registradas simultáneamente en diferentes puntos, a partir de los elementos de la matriz se pueden obtener los valores de coherencia para cada par de señales analizadas.

Esta función de coherencia en el área de bioingeniería se empleó sobre la señal del electroencefalograma (EEG) hace más de 40 años. Así, el estudio de la relación funcional entre dos regiones del cerebro ha sido uno de los puntos clave desde el desarrollo del EEG, usando la función de coherencia para medir la correlación entre un par de señales en función de la frecuencia, proporcionando un medio para identificar y aislar las bandas de frecuencia a la cual el EEG muestra la sincronización entre canales [RUCHKIN DANIEL 2005]. A pesar de que la función de coherencia es capaz de detectar las interacciones solamente lineales, puede considerarse como una alternativa para el estudio en la identificación de fuentes de señales en sistemas biológicos [CHALLIS R., KITNEY R. 1991]. La función de coherencia se ha utilizado en un gran número de publicaciones como herramienta para cuantificar la similitud de señales del EEG [RUCHKIN DANIEL 2005; SHAW J. C. 1981; WEISS SABINE, MUELLER HORST M. 2003; YAO BING ET. AL, 2007]. También, ha sido empleada en otras áreas de procesamiento de señales biomédicas, usada para realizar estudios de coherencia entre la

electromiografía y la EEG o la MEG (magnetoencefalografía) durante la fuerza ejercida por un dedo en humanos [SADY ANTÓNIO SANTOS F. ET. AL, 2009; YAO BING ET. AL, 2007]. Además, en la diferenciación del ritmo fibrilatorio y no fibrilatorio de señales cardíacas [ROPELLA K. M. ET. AL, 1989], en la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la actividad mioeléctrica gástrica [CHEN C. L. ET. AL, 2004] y en la evaluación de la sincronización entre contracciones en diferentes regiones topográficas del útero [KITLAS AGNIESZKA ET. AL, 2009].

Hasta la fecha, aunque la señal del EEnG presenta características bioeléctricas para realizar análisis similares, no se ha realizado un estudio de las señales del EEnG para determinar la señal del segmento de intestino interno captado en la superficie abdominal mediante el uso de la función de coherencia estimada con técnicas paramétricas. Por lo tanto, en el desarrollo de esta tesis se hizo uso de la función de coherencia entre los registros simultáneos del EEnG de superficie abdominal y los registros internos, para cuantificar la similitud de algún registro interno con el de superficie abdominal; además de poder diferenciar entre el ritmo eléctrico básico e interferencias y componentes de baja frecuencia. En el presente trabajo doctoral, los registros internos son empleados como referencia para caracterizar la respuesta de la función de coherencia en superficie abdominal y saber qué fuente de señal intestinal es la que se capta en la superficie, puesto que esto sería de gran interés en el área de gastroenterología.

Algunos autores, con la finalidad de obtener parámetros que relacionaran las señales del EEnG interno con las externas, han empleado la correlación en el dominio temporal en registros intestinales entre señales de serosa y registros magnetoenterográficos en superficie [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997], con parámetros eléctricos y amplitudes de presión [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A] y entre señales mioeléctricas captadas en superficie con índices de motilidad intestinal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. También en otro órgano de características eléctricas similares, se ha empleado la correlación para determinar la relación del vaciado gástrico con la actividad mioeléctrica gástrica [XU XIAOHONG ET. AL, 2002]. Sin embargo, los coeficientes de correlación solo proporcionan una medida global en la cuantificación, permitiendo valorar el desplazamiento necesario para obtener una correlación máxima entre dos series de datos [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993]. Entonces, cuando el principal interés se centra en la forma de la onda y del acoplamiento en el tiempo entre dos puntos de registro, la correlación podría ser la mejor opción [GUEVARA MIGUEL A., CORSI-CABRERA MARÍA 1996]. Por lo tanto, la correlación proporciona información sobre el acoplamiento en el tiempo y la similitud entre dos señales independientemente de las amplitudes, mientras que la coherencia proporciona información cuantitativa sobre la similitud y no depende de la morfología de las señales [ROPELLA K. M. ET. AL, 1989].

La función de coherencia proporciona información similar a la correlación y puede ser indicada como un coeficiente de correlación en el dominio de la frecuencia [FAES L. ET. AL, 2001]. Puesto que, tiene la ventaja de mostrar la relación existente entre dos magnitudes de manera que todo aumento o disminución de una de ellas se traduce en un aumento o disminución de la otra. No obstante, debe suponerse, que los registros de las señales deben ser ampliamente estacionarios. Pero, normalmente los datos en la mayoría de sistemas biológicos en situaciones prácticas, por lo regular nunca son estacionarios [MULLER T. ET. AL, 2003], bajo estas situaciones la suposición puede no ser válida. Por lo tanto, para tratar de que las señales se comporten como débilmente estacionarias, se puede realizar el promediado de los auto espectros y espectro cruzado de las señales, necesarios para llevar a cabo la evaluación de función de coherencia [BRUSHE GARY D., WALLER JEREMY R. 2001]. No obstante, habrá que tomar en cuenta que el análisis del espectro cruzado puede ser aplicado en dichos sistemas, siempre y cuando la relación esencial de entrada-salida sea invariante en el

tiempo, que suele ser el caso, incluso fuera del estado estacionario de un sistema. Puesto que, los métodos de espectro cruzado se basan en la hipótesis de una relación de entrada-salida lineal [MULLER T. ET. AL, 2003].

El método de estimación espectral más empleado para estimar la función de coherencia en la mayoría de las aplicaciones de bioingeniería, es el método del periodograma de Welch [WELCH P. 1967]. Tan solo en nuestro grupo de investigación, se han realizado algunos trabajos que hacen uso de la función de coherencia estimada con ésta técnica aplicada sobre el registro del EEnG. Con ella se ha determinado la correlación en el dominio de la frecuencia entre el registro interno y de superficie abdominal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001], así como la relación señal-ruido existente [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006]. De acuerdo a lo anterior, la función de coherencia ha sido y sigue siendo empleada en una variedad de aplicaciones biomédicas para cuantificar la similitud, diferenciación y sincronización de señales de un área determinada.

### 10.2.2 Técnicas de estimación de la función de coherencia

La densidad espectral de potencia obtenida con técnicas de análisis espectral no paramétricas y paramétricas [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981], han sido ampliamente utilizada en distintas áreas de ingeniería, tratando siempre de mejorar la exactitud de la respuesta al estimar el espectro [MARPLE S. L. 1987; PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G. 1996; STOICA PETRE, MOSES L. R. 1997]. Aunque la estimación espectral de una señal en el dominio de la frecuencia ha sido de gran importancia para conocer las características de energía y frecuencia de la onda lenta, las técnicas de estimación por si solas a veces no son suficientemente capaces de discernir entre una componente de frecuencia y una de interferencia, requiriéndose de la combinación de técnicas de análisis espectrales. No obstante, en el apartado 7, se demostró que la respuesta espectral de los estimadores paramétricos, pueden ser de gran ayuda en la identificación de la frecuencia de la onda lenta, en los registros de superficie abdominal y en el estudio de su comportamiento a lo largo del tiempo. Por lo tanto, el método autoregresivo multivariante (ARM) y el de clasificación de señales múltiples (MUSIC) se utilizaron para estimar la función de coherencia, sobre la señal mioeléctrica del EEnG, debido a que la función de coherencia ha recibido menos atención, para ensayar otras técnicas de estimación espectral [BENESTY J. ET. AL, 2005; BENESTY J. ET. AL, 2006; CARTER G. C. 1987; CHAN Y., MISKOWICZ R. 1984; NARASIMHAN S. V. ET. AL, 1995; SANTAMARIA I., VIA J. 2007]. También es utilizado el método del periodograma para estimar la función de coherencia, cuyo resultado fue usado como referencia para contrastar las respuestas obtenidas con las técnicas ARM y MUSIC, puesto que es comúnmente uno de los métodos más empleados y ensayados para estimar los autoespectros y espectro cruzado de la función de coherencia en señales biológicas [KITLAS AGNIESZKA ET. AL, 2009; MANSOUR S. ET. AL, 1996; RICHARD H. C. A. A. 1999; ROPELLA K. M. ET. AL, 1989; YAO BING ET. AL, 2007; ZAMARRÓN C ET. AL, 2005], proporcionando una alta eficiencia computacional debido al uso de la transformada rápida de Fourier, siendo un método fácil de entender y de implementar [KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; MARPLE S. L. 1987; WELCH P. 1967]. Ahora bien, para que el método sea eficiente, se requiere de segmentos de análisis que deben ser lo suficientemente largos. Debido a que el método del periodograma de Welch tiene a producir una estimación espectral sesgada. Esta consideración sugiere, que el estimador de la función de coherencia basado en el periodograma de Welch, no es deseable para procesar registros de corta duración [BORTEL RADOSLAV, SOVKA PAVEL 2007; MARPLE S. L. 1987]. Pero, el uso del solapado y estimación promedio de la FFT, ayudan a disminuir el sesgo y varianza, proporcionando una respuesta espectral de coherencia más suavizada en función del número de segmentos, pero con menor resolución,

obteniéndose una relación entre resolución espectral y exactitud de la función de coherencia estimada [CARTER G. ET. AL, 1973].

Los problemas de varianza que presenta el periodograma al evaluar la función de coherencia con registros de corta duración, fueron parcialmente solucionados con los estimadores paramétricos aplicados, haciendo que la función de coherencia presente una respuesta más suavizada y con mejor resolución [BORTEL RADOSLAV, SOVKA PAVEL 2007]. Aunque el análisis espectral paramétrico es preferible a los métodos no paramétricos [GATH I. ET. AL, 1992; ISAKSSON A. ET. AL, 1981], muchos autores, siguen adoptando el periodograma como método no paramétrico tradicional para realizar comparaciones [WAHLBERG PATRIK, LANTZ G. 2002], debido en gran medida al problema típico que se enfrentan al tratar de obtener el orden del estimador paramétrico antes de evaluar la función de coherencia [WAHLBERG PATRIK, LANTZ G. 2002], como pudo observarse en el capítulo 7.

Por otra parte, existen **nuevas propuestas de técnicas** no paramétricas que pueden emplearse en la estimación de la función de coherencia, tales como la respuesta sin distorsión de varianza mínima (MVDR) [BENESTY J. ET. AL, 2006; CAPON J. 1969]. Algunos autores la ha utilizado en el área de biomédica, para determinar los cambios que pueden experimentarse en la respuesta de la electroencefalografía, cuando se realiza una estimulación visual [CVETKOVIC D., COSIC I. 2007; CVETKOVIC DEAN, COSIC IRENA 2009]. También mediante el método de análisis de correlación canónica (CCA) [SANTAMARIA I., VIA J. 2007], se han realizado pruebas en señales simuladas, como estimador de la función de coherencia mostrando mejores resultados que la función de coherencia estimada con periodograma. Sin embargo, al ser técnicas no paramétricas se tienen los mismos inconvenientes que presenta el método el periodograma [ZHENG CHENGSHI ET. AL, 2008]. No obstante, las funciones de coherencia con estas técnicas muestran mejores características en resolución que las que se obtienen con la función de coherencia estimada con el periodograma, pero todavía no están ampliamente aplicadas en el área de biomédicas, por lo que en un futuro podrían ser recomendables.

**Otras técnicas ampliamente usadas en señales biológicas** son las transformadas de wavelets que también se han empleado para estimar la función de coherencia por ejemplo, en la monitorización de cambios dependientes del tiempo en la coherencia entre los canales del EEG [KLEIN A. ET. AL, 2006]. Así como, en la detección de la sincronización entre dos ráfagas de actividad eléctrica uterina, registrada en dos posiciones separadas sobre el abdomen embarazado durante las contracciones [HASSAN M. ET. AL, 2010], en la evaluación de la sincronización entre contracciones en diferentes regiones topográficas del útero, en estado no embarazado durante el ciclo menstrual [KITLAS AGNIESZKA ET. AL, 2009]. Pero, al utilizar las transformadas de wavelets, se debe saber cuál de los métodos es el óptimo para utilizarse en una aplicación particular [RIOUL O., VETTERLI M. 1991]. Por ejemplo, el uso de wavelet Morlet para estimar la función de coherencia, está sujeta a las mismas limitaciones del periodograma, porque requiere de la segmentación de las señales. Además, al ser las señales finitas, tiende a producir artefactos al inicio y al final de la respuesta de la función de coherencia [AKAY M. 2006]. En el caso de utilizar la transformada de wavelets ortogonales, ésta es susceptible a las fluctuaciones de fase aleatoria, cuando se emplea sobre señales de banda angosta [MEREDITH ROGER W., NAGLE SAMUEL M. 1999]. También, existen otros métodos que estiman la función de coherencia, por medio del filtrado adaptativo. Este método usa la función de transferencia de un conjunto de filtros adaptativos, analizado el sesgo y la varianza de la estimación obtenida, a través de datos simulados, rastreando los cambios en las señales estadísticas. Sin embargo, se debe tener cuidado al elegir el parámetro que suaviza el resultado de la función de

coherencia, debido a que un valor grande puede causar que la varianza aumente [DAE YOUN ET. AL., 1983]. De hecho, la técnica de filtrado adaptativo por sí sola, se ha empleado para eliminar interferencias en señales biológicas [CHEN JIAN D., LIN ZHIYUE 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994; WIDROW B. ET. AL., 1975]. Pero también se requiere de un parámetro de referencia que esté fuertemente correlacionada con la fuentes de interferencia a eliminar, es decir, está técnica siempre necesita un conocimiento previo de la señal a identificar o de la señal a eliminar. En resumen, todas las técnicas presentan sus ventajas y desventajas pero la mayor parte de ellas forman parte de las técnicas no paramétricas, por lo que siempre presentarían problemas similares a los que exhibe el método del periodograma, como se mostró en el apartado 8.2.4. Puesto que se requieren de segmentos de datos de larga duración o del manejo de segmento de ventanas para que proporcionen respuestas satisfactorias para disminuir el sesgo y variabilidad.

Por lo tanto, en este trabajo de tesis, al utilizar técnicas paramétricas se contribuye a otra nueva forma de obtener la función de coherencia de la señal mioeléctrica del electroenterograma intestinal y ayudando a identificar la fuente de señal interna que se capta en los registros de superficie abdominal.

- **Método AR**

Inicialmente en el desarrollo del trabajo, se decidió usar la técnica AR para estimar la función de coherencia entre la señal del EEnG de superficie abdominal y los registros internos por las excelentes características de esta técnica y que fueron de utilidad en el apartado 7. Sin embargo, al utilizar la estimación espectral AR para evaluar la función de coherencia, de acuerdo a la opinión de algunos autores en señales de sonar [MEREDITH ROGER W., NAGLE SAMUEL M. 1999], al obtener las densidades espectrales de potencia del auto espectro y espectro cruzado de los segmentos de datos bajo análisis con un orden sobre estimado, la evaluación de la función de coherencia presenta un problema en el acondicionamiento de la matriz de correlación. Esto como consecuencia del posible rango dinámico en ciertos periodos de la señal analizada que podría alterarse al aparecer algún artefacto o interferencia e incluso que la suposición de estacionariedad no se cumpliera, lo que causaría que los órdenes en ciertos intervalos de tiempo fueran incorrectos para la señal mioeléctrica intestinal, aunado a esto, el posible límite de las muestras disponibles para generar la matriz de correlación necesaria para obtener los coeficientes del modelo paramétrico. Estas limitaciones pueden causar errores en las magnitudes absolutas de la densidad espectral estimada usada en los cálculos de coherencia. Entonces, la respuesta de la función de coherencia empleada proporcionará valores de coherencia mayores a la unidad. Esto haría difícil la interpretación del resultado de la función y en consecuencia, podría o no, ser de utilidad como una medida real de la coherencia o podría ser utilizada en un sentido limitado, como medida relativa de la 'similitud' entre dos señales [MEREDITH ROGER W., NAGLE SAMUEL M. 1999].

- **Método ARMA**

Otros autores, también indican que al aplicar la función de coherencia basada en la técnicas ARMA entre el flujo de la sangre renal y datos de presión, en ciertos momentos los valores de coherencia podrían ser mayores a la unidad; sin embargo, en el uso de la técnica ARMA, la estabilidad solamente pone restricciones en los polos y no en los ceros. Debido a que cuando los polos se encuentran en la periferia del círculo unitario, o que los polos experimenten transiciones de estabilidad a inestabilidad (o viceversa), causará que los polos entren y salgan del círculo unitario permaneciendo durante un instante de tiempo, lo que origina que la función de coherencia proporcione valores superiores a la unidad [ZHAO HE ET. AL., 2005]. Si esta situación se extrapola a la señal del EEnG, es evidente, que los problemas

anteriormente mencionados se puedan sucintar también en el análisis de la señal del EEnG.

- **Método ARM**

Para evitar los problemas mencionados anteriormente y los posibles valores de coherencia mayores a la unidad al estimar la función de coherencia, se decide usar el método autoregresivo multivariante (ARM) con el mismo orden determinado en el apartado 7.3.1., para estimar la función de coherencia sobre los registros del EEnG. Además, esta técnica no solo contiene un modelo de cada serie temporal, sino también un modelo de la relación entre las variables incluidas [KAMINSKI M. ET. AL, 2005], situación que el modelo AR no realiza, puesto que solo predice los valores actuales de una serie temporal de valores previos de la misma serie, causando resultados erróneos al evaluar de manera independiente los registros de medición [BLINOWSKA, 2004 313 /ID]. Uno de los posibles inconvenientes de la técnica ARM, es que requiere de mayor tiempo de procesamiento que el modelo convencional AR [GREWAL M. ET. AL, 1988] y también presenta el problema de la estimación del orden [WAHLBERG PATRIK, LANTZ G. 2002].

No obstante, el uso de método multivariante es ampliamente usado en neurofisiología para determinar la actividad eléctrica en distintas estructuras del cerebro [GREWAL M. ET. AL, 1988], en el análisis de la frecuencia cardíaca y presión arterial [DI VIRGILIO V. ET. AL, 1997], en la evaluación de la interacción entre la variabilidad de señales cardiopulmonares [KORHONEN I. ET. AL, 1996].

Por lo tanto, la utilización del método ARM sobre los registros simultáneos de la señal del EEnG (apartado 8.4.1), mejoraría la relación existe entre la señal de superficie abdominal y los registros de medición internos, puesto que al evaluarse en forma conjunta se pueden obtenerse los coeficientes del modelo y con ello reducir el error de predicción; además, se tiene la posibilidad de descomponer la matriz espectral del método ARM, que contiene el autoespectro de cada variable y espectro cruzado de cada par de variables, que son usados para determinar la función de coherencia [VAATAJA H. ET. AL, 1994]. De acuerdo a la búsqueda bibliográfica, el método ARM no se ha empleado para determinar la función de coherencia entre registros internos y de superficie abdominal de la señal del EEnG para detectar la fuente de señal captada en superficie abdominal proveniente de alguno de los registros internos. Los resultados de la función de coherencia estimada con ARM ( $0.585 \pm 0.116$ ) de todas las sesiones, mostraron estadísticamente una posibilidad de ubicar el registro interno que se hace presente en la superficie abdominal (ver Tabla 8-8 y 8-9).

- **Método MUSIC**

La técnica MUSIC [SCHMIDT R. 1986] proporciona buena resolución cuando se estima el espectro de potencia, como se ha demostrado en algunas aplicaciones [AHMAD R. NAGHSH-NILCHI, A. RAHIM KADKHODAMOHAMMADI 2008; AKAY M. ET. AL, 1990; KOLES ZOLTAN J., SOONG ANTHONY C. K. 1998; UBEYLI ELIF D. 2009] y como se mostró en el apartado 7.4.4.

Los métodos espectrales de análisis propio, proporcionan una mejor resolución y mejores características de estimación de frecuencia, especialmente en niveles de ruido elevado. La técnica MUSIC como estimador de la función de coherencia se ha empleado escasamente en el área biomédica. Algunos autores [TETSUO IWATA ET. AL, 2001; UBEYLI ELIF D. 2008], refieren que presenta excelentes características de resolución cuando la SNR es baja. Además, estos métodos son particularmente efectivos en la identificación de senoidales exponenciales y señales de banda angosta en ruido blanco, ya que estos métodos pueden eliminar mucha de la contribución del ruido, adaptándose mejor a las señales que pueden suponer componentes de varias sinusoides que están inmersas en el ruido [AKAY M. ET. AL, 1990].



Sin embargo, otros autores [JIN WANG ET. AL, 2008; KRIM H., VIBERG M. 1996] indican, que aunque proporciona estimaciones estadísticamente consistentes, presenta problemas para resolver la separación de señales en espacios muy cercanos cuando las condiciones de SNR son bajas, mostrando una disminución en la resolución y precisión cuando el ruido no es blanco, pero contiene algunas características espectrales como ruido coloreado.

Otro problema que se presenta es la selección del orden o de la dimensión apropiada de subespacio (de señal o ruido). Puede tenerse la ventaja, si en la señal se conoce el número de componentes de banda angosta que intervienen, porque la elección del orden o subespacio podría dimensionarse en base a esto, dado que el método supone que los datos consisten de algunas senoidales reales, por lo que las componentes de frecuencias pueden estimarse. Pero para los datos con una SNR baja sería difícil determinar el número de vectores propios principales.

La utilización del método MUSIC como estimador de la función de coherencia se reporta en un trabajo, que refiere a la sincronización del EEG, entre el hemisferio derecho y el izquierdo en ratas [AYDIN SERAP 2009]. Sin embargo, la función de coherencia estimada con MUSIC, no se ha utilizado sobre las señales intestinales.

En este trabajo de tesis, el método MUSIC fue utilizado para evaluar la función de coherencia (apartado 8.4.2). Debido a las propiedades del método MUSIC la función de coherencia proporciona una respuesta espectral de energía con picos de ancho de banda angosto, que no afectarían al análisis de la señal del EEnG, puesto que en este estudio no interesa la energía del espectro, sino la detección de la componente de frecuencia de la onda lenta sobre la superficie abdominal y conocer de que punto de medición interno proviene la señal. Sin embargo, los resultados mostrados de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $0.362 \pm 0.076$ ), hacen ver que los espectros de ancho de banda muy angostos producen coherencias con valores pequeños (ver Tabla 8-11 y 8-12).

### 10.2.3 Evaluación de la función de coherencia sobre señales simuladas

En este estudio se realizaron ensayos de las funciones de coherencia estimada con los métodos del periodograma, autoregresivo multivariante (ARM) y clasificación de señales múltiples (MUSIC). Los órdenes empleados en los estimadores para evaluar la función de coherencia, fueron los utilizados en el apartado 7.3.5. En donde para estimar el espectro del método AR, se utilizó un orden  $p=27$ , que será el mismo que se usará para ARM por los inconvenientes comentados en el apartado 10.1.2 y en MUSIC se empleó un orden  $p=14$ .

Antes de estimar la función de coherencia sobre los registros del EEnG, se realizó una función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) que de acuerdo a otros autores, miden la capacidad de seguimiento que presentan las funciones de coherencia contrastadas con la coherencia teórica [CADZOW J., SOLOMON O., JR. 1987]. Sin embargo, teniendo en cuenta que el ritmo eléctrico básico normalmente presenta una frecuencia fundamental y sus armónicos [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001], se decide cambiar la forma de la respuesta de la función de coherencia teórica, agregándole una cresta de frecuencia principal y dos más que simularan sus armónicos (ver apartado 8.2). Esta función teórica difiere de la empleada en otros estudios [CHAN Y., MISKOWICZ R. 1984; NARASIMHAN S. V. ET. AL, 1995], en donde el espectro de coherencia muestra una sola cresta. Con esta modificación al espectro de coherencia teórico, se pretende asegurar que la frecuencia fundamental y sus armónicas de la onda lenta sean identificadas adecuadamente cuando las funciones de coherencia se apliquen a los registros del EEnG.

Además, las funciones de coherencia estimadas con los métodos del periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), autoregresivo multivariante ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y clasificación de señales múltiples ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), fueron también ensayadas en señales simuladas. También se emplearon señales simuladas con componentes de frecuencia conocidos, que simularan la frecuencia del ritmo eléctrico básico (BER) y un armónico, así como una componente de frecuencia que simulara a la posible interferencia de respiración con distintas SNR. Lo anterior se realizó con la finalidad de apreciar los posibles cambios de la respuesta de la función de coherencia a través de la similitud mediante el sesgo y la variabilidad con la raíz del error cuadrático medio (RECM).

Otros autores, también han hecho uso de señales simuladas para ensayar los métodos de estimación espectral sobre la función de coherencia [BENESTY J. ET. AL, 2005; MATHEW R., DUTT D. N. 1991; ROPELLA K. M. ET. AL, 1989].

- ***Función de coherencia teórica frente a las funciones estimadas con el método del periodograma, ARM y MUSIC.***

La valoración fue necesaria para determinar si la respuesta de la función de coherencia sigue la forma de una señal patrón o teórica determinando que tan sesgada es una técnica respecto a otra. Asimismo, la respuesta de la función de coherencia puede tener sesgo y variabilidad o estar sesgada y no presentar variabilidad. Así, al evaluar la **función de coherencia estimada con el periodograma** ( $\hat{C}^P(f)$ ) y compararla con la respuesta teórica ( $C^T(f)$ ), el resultado de la coherencia mostró mayor sesgo y variabilidad cuando solo se tiene una evaluación (Figura 8-1). Este resultado apoya la opinión de otros autores que han realizado similares estudios de comparación entre la  $\hat{C}^P(f)$  y  $C^T(f)$  [CADZOW J., SOLOMON O., JR. 1987; CHAN Y., MISKOWICZ R. 1984; NARASIMHAN S. V. ET. AL, 1995]. Cuando se realiza una evaluación, la  $\hat{C}^P(f)$  no sigue a la respuesta de  $C^T(f)$  e incluso, las componentes de frecuencia alrededor de las crestas muestran confusión para determinar qué cresta es la de mayor valor de coherencia, bajo esta condición la respuesta de  $\hat{C}^P(f)$  no sería de mucha utilidad en condiciones reales, puesto que no lograría identificar las componentes de frecuencia de interés. Además, si la cantidad de datos del segmento a evaluar se ve limitada por tratar de mantener la condición de estacionariedad, se producirá una inexactitud en la respuesta de la función de coherencia estimada con el periodograma, debido a que su resolución en frecuencia se ve limitada de acuerdo al principio de incertidumbre, causando un sesgo y varianza elevada en la respuesta de  $\hat{C}^P(f)$  [BORTEL RADOSLAV, SOVKA PAVEL 2007; KAY S. M., MARPLE S. L., JR. 1981; WHITING S. ET. AL, 1989]. Esto quedó demostrado en la Tabla 8-1 ( $0.219 \pm 0.184$ ).

Sin embargo, al utilizar la **función de coherencia estimada con ARM** ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y comparada con la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ), en la figura 8-2, se mostró que la respuesta de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  para una evaluación, presenta menor sesgo que la  $\hat{C}^P(f)$  ( $0.179 \pm 0.148$ ), lo que nos indicaría una mayor similitud con la  $C^T(f)$ ; por consiguiente, visualmente muestra menos oscilaciones a lo largo de la frecuencia y logra ubicar componentes de frecuencia en las tres crestas de la  $C^T(f)$ . Esto se logra por la propia metodología de la técnica ARM, que permite obtener una descripción de cómo están compuestas las señales entre sí, antes de obtener la matriz espectral que proporciona la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  [TJOA M. P. ET. AL, 2001]. En condiciones reales este método podría proporcionar mejores resultados en la identificación de las componentes involucradas en las señales. Además, la estacionariedad estaría garantizada en caso de que los segmentos de datos fueran de corta duración, puesto que la resolución y suavizado de la respuesta espectral es una de las ventajas que presentan los métodos paramétricos al tener pocos datos [BORTEL RADOSLAV, SOVKA PAVEL 2007].

La **función de coherencia estimada con MUSIC** ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), es la función de coherencia que produjo el mejor resultado para una evaluación frente a  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (ver Tabla 8-1), ya que muestra una mayor similitud con la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ), proporcionando un menor sesgo ( $0.153 \pm 0.124$ ). Asimismo la respuesta de  $\hat{C}^{MUS}(f)$  es más suave sin tanta oscilación a lo largo de la frecuencia, logrando identificar mejor las crestas que simulan a la onda lenta y sus armónicos (Figura 8-3). Además, tampoco se tendrían problemas si se limitaran los datos para suponer la estacionariedad de la señal, puesto que el método MUSIC tiene la característica de proporcionar una resolución elevada aun con pocos datos. Por lo cual, en condiciones reales podría proporcionar mejor respuesta que  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , al evaluar un minuto de señal del EEnG, que es una de las características deseadas en la evaluación clínica, al necesitarse respuestas de la medición en tiempo real.

- **Evaluación de función de coherencia promedio**

Por otra parte, al aumentar el número de evaluaciones a 10 y 100, en las tres funciones de coherencia estimadas se presentaron diferencias significativas con respecto a una sola evaluación (ver Tablas 8-2 y 8-3). Mejorada la identificación de la función de coherencia teórica ( $C^T(f)$ ) cuando se compara con la función de coherencia promedio de 100 evaluaciones obtenida de las tres técnicas empleadas.

Al analizar la función de coherencia promedio estimada con el **periodograma** ( $\hat{C}^P(f)$ ), la similitud de la respuesta de  $\hat{C}^P(f)$  se hace más evidente (Figura 8-1e), debido a la reducción en el sesgo (ver Tabla 8-3:  $0.124 \pm 0.104$ ). Aunque el sesgo siempre estará presente y no se va poder evitar [TJOA M. P. ET. AL, 2001]. No obstante, se utilizaron 3 segmentos de datos solapados para estimar la función de coherencia. Puesto que, algunos autores sugieren que se lleve a cabo un solapado de 62.5%, para que disminuya el sesgo y la varianza [CARTER G. ET. AL, 1973]. Sin embargo, el periodograma no es un estimador consistente en el espectro, lo que indica que la varianza (ver Tabla 8-3:  $0.223 \pm 0.016$ ) no disminuirá aunque se incrementen los datos, esto solo causará que la resolución de frecuencia se vuelva más fina [MULLER T. ET. AL, 2003; PRIESTLEY M.B. 1981]. Es claro que, el promediado de un mayor número de evaluaciones de datos y un aumento en el solapado de segmentos de la misma evaluación en la propia técnica, harían que la respuesta de la  $\hat{C}^P(f)$  mejore considerablemente. Pero, se requeriría siempre de una gran cantidad de datos, que en condiciones reales, por ejemplo, en el procesamiento del EEnG, a veces no es posible obtener y mucho menos cuando se requiera un posible análisis de condiciones patológicas.

Por otro lado, la respuesta de la función de coherencia promedio estimada con el método **autoregresivo multivariante** ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ), nuevamente produce mejor respuesta que la  $\hat{C}^P(f)$  (Figura 8-2), al presentar un menor sesgo, haciendo que tenga mayor similitud (ver Tabla 8-3:  $0.080 \pm 0.062$ ) y menor variabilidad ( $0.182 \pm 0.022$ ). El menor sesgo en señales reales, tales como el EEnG es deseable; ya que, la identificación de las componentes de frecuencia de interés podrían ser determinadas por la respuesta de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , siguiendo mejor la morfología de la señal. Asimismo, se tendría una respuesta de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  más suavizada, sin realizar algún solapado en un minuto de señal, contrarrestando en cierta medida el tiempo de procesamiento que requiere esta técnica [GREWAL M. ET. AL, 1988].

La función de coherencia estimada con **MUSIC** ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ) para una evaluación fue mejor, al aumentar el número de evaluaciones la respuesta de  $\hat{C}^{MUS}(f)$  promedio produce mayor sesgo (ver Tabla 8-3:  $0.173 \pm 0.104$ ) que  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , mostrando ahora una menor similitud, tendiendo a alejarse de la función de coherencia teórica, aunque preserva la forma de las crestas (Figura 8-3e) y presenta menor variabilidad (Tabla 8-3:  $0.115 \pm 0.032$ ) que  $\hat{C}^P(f)$  y  $\hat{C}^{ARM}(f)$ . Entonces en condiciones reales la  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , podría ser capaz de identificar las componentes de frecuencia involucradas en

la señal, aunque los valores de coherencia en las componentes podrían estar sesgados, pero se asegura el suavizado en la respuesta de la función de coherencia.

- **Estimación de las funciones de coherencia con señales simuladas**

Por otra parte, se determinó qué técnica de estimación era la más apta para evaluar a la función de coherencia, mediante la evaluación de funciones senoidales mas señales aleatorias independientes de ruido blanco Gaussiano de media cero, se utilizaron para simular a la señal de superficie abdominal y a los registros internos.

El resultado promedio de 100 evaluaciones de la función de coherencia estimada con los métodos del periodograma ( $\hat{C}^P(f)$ ), autoregresivo multivariante ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y clasificación de señales múltiples MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ), muestran que para distintos valores de **relación señal-ruido** (SNR), las componentes de frecuencia que simulan a la frecuencia de la onda lenta (0.3 Hz) y un armónico (0.6 Hz), presentan variación en sus magnitudes de coherencia (ver Tabla 8-4). Además, a través de la función de coherencia promedio se identifican las componentes de frecuencia (Figura 8-8), lo que en condiciones reales podría facilitar las componentes de frecuencia de interés. Bajo estas condiciones las tres funciones de coherencia son adecuadas para evaluar la señal del EEnG y no debería tenerse dificultad en obtener los valores de coherencia de las componentes involucradas, puesto que la SNR en la señal intestinal está alrededor de 8.8 dB [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006], y está dentro de los valores en los que se están ensayando las técnicas. Sin embargo, en condiciones reales las amplitudes de las componentes de la señal estarán afectadas por el **efecto de atenuación** que puede sufrir la señal, al captarse en la superficie abdominal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; BRADSHAW L. A. ET. AL, 2001][GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003] y al realizar la función de coherencia la respuesta podría verse modificada. Por lo tanto, esta condición es simulada al cambiar el valor de amplitud en una de las señales senoidales que representa a la señal de superficie con una relación señal-ruido externa  $SNR_e = 5$  dB.

La respuesta de las funciones de coherencia promedio de 100 evaluaciones, muestran variación en el valor de coherencia de la frecuencia de interés, de acuerdo al valor que tenga la amplitud relativa de sus componentes (Figura 8-9). En función del aumento o disminución de la amplitud de señal, la respuesta en las funciones de coherencia también manifiesta este cambio (ver Tabla 8-5). Aunque teóricamente, ambas componentes de frecuencia deberían estar cercanas a la unidad, pero debido al registro finito, la componente que representa a la frecuencia de la onda lenta y al armónico son afectadas [CHAN Y., PARKS D. 1982], como también se aprecia en la figura 8 -10. En ambas situaciones, la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  produce un ancho de banda estrecho en las componentes de frecuencia identificadas, lo que en condiciones reales puede ayudar a discernir entre una componente de frecuencia de interés y una posible interferencia. Para evaluar la posible alteración que puede causar la **interferencia**, se adicionó a la señal que simula las condiciones de superficie, una señal senoidal con una frecuencia de 0.45 Hz que fue usada para representar a la componente de respiración (Figura 8-15), llevando a cabo una variación de la amplitud de la señal de respiración (ver Tabla 8-6). Aunque teóricamente [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993; BENESTY J. ET. AL, 2005; ROPELLA K. M. ET. AL, 1989], no debería aparecer esta componente de respiración. En las tres respuestas de las funciones de coherencia se hizo presente esta componente de frecuencia con diferente valor de coherencia (Figura 8-16). Entonces, lo único que tienen en común las señales internas con la externa es la componente de frecuencia de 0.3 Hz y 0.6 Hz, por ende, solo debería haber acoplamiento funcional entre la dos señales. Idealmente, se debería tener valores de coherencia cercanos a la unidad en 0.3 Hz y 0.6 Hz y cero en las demás componentes de frecuencia específicamente en 0.45 Hz. Sin embargo, la respuesta de la función de

coherencia presenta valores que no son cero en las componentes de frecuencias de la ventana de análisis que no son de interés. Esto es debido, a la componente aleatoria independiente de ruido blanco Gaussiano (media cero) de la señal, que proporciona potencia en todas las componentes de frecuencias y como la función de coherencia es la relación de la densidad espectral de potencia del espectro y espectro cruzado, esto va a producir una alta varianza en la respuesta de la función de coherencia.

- **Comparación entre los métodos de estimación de la función de coherencia en señales simuladas**

El análisis de la evaluación al utilizar señales que simulan el registro externo e internos de la señal del EEnG con una señal que representa a la respiración en la señal de superficie (Figura 8-13 y 8-15), se observó que la función de coherencia estimada con ARM es más sensible a la componente de respiración (Figura 8-13 y Figura 8-15), lo cual en condiciones reales no es deseable. Pero la aparición de esta componente no afecta, en tanto el valor de coherencia no sea mayor a valor de coherencia en la frecuencia de la onda lenta y esté cercana a ella o a sus armónicos, de tal manera que pudiera causar alguna confusión a la hora de identificar a la frecuencia de la onda lenta, puesto que la respiración puede aparecer en alguna frecuencia por debajo de 2 Hz [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. Por otro lado, la respuesta de la función de coherencia estimada con el periodograma y MUSIC, son menos afectadas por la componente de respiración y serían adecuados en la aplicación de las señales del EEnG. Sin embargo, si se quisiera interpretar un segmento de datos de un minuto, lo cual sería deseable, habría que tomar en cuenta las condiciones que se presentan en la ventana de análisis, debido a la existencia de magnitudes de coherencia que se presentarían en las diferentes componentes de frecuencias involucradas en la señal, consecuencia de la potencia de ruido implicada en cada componente de frecuencia y resultado de las operaciones que se realizan en la obtención de la función de coherencia (Figura 8-7). Por consiguiente, el resultado que proporciona la  $\hat{C}^P(f)$  tendría el inconveniente de confundirse con las componentes de frecuencia que se presenten en toda la ventana de análisis, debido a que se presentarían valores de coherencia similares a los de la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos (Figura 8-7a) [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001], y solo a través de un promedio de varios segmentos de datos podrían identificarse (Figura 8-16). Por esta razón, la  $\hat{C}^P(f)$  no sería adecuada evaluar la señal del EEnG. Sin embargo, el resultado que proporciona la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ , sí que marcan una diferencia entre los valores de coherencia de las componentes de la frecuencia de la onda lenta y su armónico, y las componentes de frecuencia del segmento de datos que aparecen como una señal oscilatoria en toda la ventana de análisis (Figura 8-7b,c), permitiendo que las componentes de frecuencia en 0.3 Hz y 0.6 Hz pueden ser identificadas aún con la componente de respiración, ya que su valor de coherencia se mantiene por debajo de los valores de coherencia de las frecuencias de interés. Por esta razón, la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUSIC}(f)$ , son idóneas para analizar la señal del EEnG.

### 10.3 Coherencia espectral en los registros del EEnG

El análisis de las funciones de coherencia con un modelo teórico y señales simuladas (apartados 8.2 y 8.3), mostró que las señales que proporcionan mejores resultados y que pueden ser empleadas en la señal mioeléctrica intestinal, son las funciones de coherencia estimadas con los métodos autoregresivo multivariante ARM(27) y clasificación de señales múltiples MUSIC(14). Estos estimadores de la función de coherencia se aplicaron sobre registros adquiridos simultáneamente de la señal mioeléctrica del EEnG, entre las señales internas y la de superficie abdominal. El registro simultáneo normalmente se hace para tener valores de referencia, al tratar de

realizar la identificación de manera no invasiva, como lo han realizado en otros estudios como en el electrogastrograma [AKIN ATA, SUN HUN H. 2002], electromiograma o electrohistograma [MANSOUR S. ET. AL, 1996] y en los realizados por este grupo de investigación [GARCIA CASADO J. 2005].

### 10.3.1 Empleo de la función de coherencia en el EEnG

Solo emplear electrodos para la medición de la señal mioeléctrica intestinal y hasta la identificación de una anomalía, podría ser atractivo para cualquier gastroenterólogo, puesto que sería una técnica de bajo costo, y más aún, que se pudiera diagnosticar en un corto periodo de tiempo enfermedades como: íleo paralítico, obstrucción intestinal, isquemia intestinal, síndrome de intestino irritable, y crecimiento bacteriano [LIN HENRY C. 2004; QUIGLEY E. M. 1996]. Sin embargo, muchos de los registros de la señal mioeléctrica intestinal que se llevan a cabo con electrodos son de carácter invasivo [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000A; SZURSZEWski J. H. 1969; WILMER ALEXANDER ET. AL, 1997], lo cual restringe su uso clínico. Se han realizado registros intestinales de manera no invasiva, utilizando electrodos internos solo como referencia, para llevar a cabo análisis comparativos entre registros de superficie abdominal y señales internas, tratando de mostrar alguna relación existente entre las señales internas y señales de superficie abdominal [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001; Y.YE-LIN 2009]. En ambas formas de registrar, ha sido posible detectar la frecuencia del ritmo eléctrico básico (BER), tanto en los registros internos como en los registros de la superficie abdominal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2000B]. Los resultados de este trabajo en el apartado 7.4, apoyan este hecho. También se han realizado algunos trabajos que evalúan la relación del contenido espectral de dos señales mediante la función de coherencia, donde una es registrada en la superficie abdominal y la otra es medida internamente a nivel de yeyuno, a 70 cm del ángulo duodeno-yeyunal [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001]. Aunque, los resultados muestran la existencia de una alta correlación en el dominio de la frecuencia en torno a la frecuencia onda lenta, tan solo se compara con un punto de registro interno, que podría no ser el origen de la actividad mioeléctrica intestinal captada en superficie.

Además, en ese trabajo el método de estimación espectral utilizado en la función de coherencia es el periodograma de Welch [WELCH P. 1967]. Este método ha sido el más usado en la gran mayoría de aplicaciones biomédicas, pero cuando se utiliza un número pequeño de ventanas independientes el resultado del espectro de coherencia produce muchos picos en la ventana de análisis, indicando que existen varias componentes que tienen una elevada coherencia. Esto es similar a lo ocurrido en la Figura 8-7a. Por lo tanto, para satisfacer los resultados se requiere de registros larga duración y de ventanas solapadas al 50% [CARTER G. ET. AL, 1973] que produzcan un mayor promediado y una estimación consistente, para obtener un espectro de coherencia más suavizado con menor varianza, sesgo y con menos oscilaciones que mejore los resultados. Para ello, los métodos autoregresivo multivariante y clasificación de señales múltiples en gran medida pueden resolver de manera eficiente algunos de los inconvenientes del periodograma. También se han realizado trabajos [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006] que refieren al estudio de la relación de señal ruido que existe entre la señal de superficie abdominal del EEnG y el registro interno, utilizando para ello la función de coherencia estimada con el periodograma y limitando el análisis a la fase II del complejo motor migratorio [SZURSZEWski J. H. 1969], donde el registro interno consiste de OL y algunos potenciales rápidos.

Entonces resulta necesario, que la función de coherencia pueda relacionar la señal de superficie abdominal, con varios registros de medición de señales internas del

intestino en el dominio de la frecuencia, con la finalidad, por un lado confirmar la relación existente entre las componentes de la señal captada en superficie y a nivel intestinal interno, y por otro saber de dónde proviene la fuente de la señal del EEnG que se capta en la superficie abdominal.

### 10.3.2 Comparativa de resultados de las técnicas de estimación

En el presente estudio, se han ensayado dos métodos de estimación espectral para evaluar la función de coherencia e identificar, cuál de las señales mioeléctricas intestinales internas se hace presente en el registro del EEnG de superficie abdominal y con ello saber qué segmento es quien la produce. La función de coherencia estimada con el método ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) permite obtener mejores valores de coherencia que la estimada con el método MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ).

El análisis con la función de coherencia se realizó en el rango de la frecuencia del BER, específicamente en el rango de 0.2 Hz a 0.4 Hz para comparar cuantitativamente en el dominio de la frecuencia el registro de la señal mioeléctrica del EEnG en superficie abdominal con cada uno de los registros internos. Un valor de coherencia elevado entre las señales del EEnG registrado sugeriría una interacción entre los puntos de registro, indicando qué registro de medición interno del intestino es la fuente de señal que está presente en el registro de superficie abdominal, determinándose con esto el segmento de intestino que la genera.

La **interferencia respiratoria** es un problema común en los registros mioeléctricos de superficie; pero no se observó en los resultados obtenidos con la función de coherencia de los registros del EEnG estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ). Algunos autores, establecen que la respiración aparece en el rango de 9 a 36 cpm [Y.YE-LIN 2009], permaneciendo por arriba de 3 cpm cuando el animal está despierto. En el caso de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , cuando se realizaron las simulaciones con la función de coherencia sobre la señales senoidales en la que se asoció una señal senoidal a la componente de respiración, mostró que la respuestas de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  era la más afectada. Por lo que en caso de estar presente la respiración en el registro del EEnG se mostraría en alguna componente de frecuencia con sus respectivos armónicos, debido a que la ventana de análisis es de 0 a 2 Hz que es el rango donde la respiración normalmente afectaría a la banda del BER produciendo frecuencias similares [CHEN J. ET. AL, 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994]. La presencia de interferencia respiratoria, depende en gran medida de las condiciones de registro del EEnG, la manera de ajustar los electrodos de contacto y de la posición tanto de los electrodos como la del cuerpo del sujeto en estudio [Y.YE-LIN 2009]. Pese a todo, ni en el análisis espectral, ni en las funciones de coherencia obtenidas, se ha identificado ninguna componente significativa asociada a la respiración.

La **interferencias en el rango de baja frecuencia** de 0 a 12 cpm en las respuestas de las funciones de coherencia estimadas  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , presenta valores de coherencia pequeños en la mayoría de los minutos analizados (ver Figuras 8-17 - 8-20 y Figuras 8-36 - 8-39). Esto podría deberse a la modulación que sufre la amplitud del BER o a potenciales gástricos o de colon que interfieren en la señal se superficie del EEnG [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993]. Las interferencias tales como la actividad mioeléctrica de otros órganos internos con actividad más lenta, también pueden influir en la respuesta de coherencia. Así, como los problemas asociado con el electrodo de superficie abdominal, debidos a la variación en la impedancia de contacto con la piel [RAMOS J. ET. AL, 1993], como consecuencia del movimiento mecánico que se produce en la respiración, causando con ello una variación en la línea base de la señal bajo registro. Además, si el sistema de acondicionamiento es inapropiado puede llevar

a una mala digitalización que introduciría artefactos parásitos [MINTCHEV MARTIN P. ET. AL, 2000].

Por otra parte, debe considerarse algunos **aspectos técnicos en la estimación de la función de coherencia**. Al evaluarse la función de coherencia estimada con las técnicas ARM y MUSIC, teóricamente las componentes de frecuencia donde no existe correlación deberían ser cero y solo donde existiese una relación lineal se tendría un valor de coherencia [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993; ROPELLA K. M. ET. AL, 1989]; pero la presencia de ruido de fondo en la señal mioeléctrica de superficie abdominal, hacen que la coherencia sea distinta de cero en otras componentes de frecuencias en la ventana de análisis con un ancho de banda de 2 Hz. Así, la relación del espectro cruzado y los autoespectros de la señal mioeléctrica evidencian más la aparición de componentes de baja frecuencia con un valor de coherencia.

Además, en el caso de la técnica de estimación ARM presenta un artefacto de alimentación cruzada, este efecto causa picos no deseados en la función de coherencia, debido a la influencia que tiene un registro de datos con el otro cuando se evalúan en forma conjunta. Al existir un acoplamiento de componentes de frecuencia en los autoespectro de los segmentos de datos evaluados, se exhiben picos en los lugares en que este acoplamiento se produce, causando sesgo en la función de coherencia entre los diferentes puntos de registros analizados [MARPLE S. L 1987]. Este artefacto de alimentación cruzada se produce, cuando la señal analizada es de corta duración y/o el orden del modelo ARM es alto. Para mantener la característica de alta resolución en ARM y reducir al mínimo el problema de artefacto de alimentación cruzada; algunos autores sugieren dividir la señal analizada en el dominio de la frecuencia, utilizando un banco de filtros para restringir el rango dinámico de la señal y estimar el modelo con un orden bajo [HAGHIGHI-MOOD A., TORRY J. N. 1996]. A diferencia de la  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , en la evaluación de la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  no se produce el artefacto de alimentación cruzada, porque los espectros se evalúan de manera independiente.

Por lo tanto, habrá que tomar en cuenta que las interferencias y artefactos pueden aparecer de manera impredecible en una o ambas señales del registro mioeléctrico que se está evaluando afectando el rango dinámico de la señal, así, el ruido proveniente de varias fuentes pueden causar espectros de frecuencias distorsionados con una potencia significativa en el rango de baja y alta frecuencia, o incluso haciendo que la señal mioeléctrica no pueda ser interpretada [VERHAGEN MARC A. M. T. ET. AL, 1999]. Por lo tanto, la morfología del BER podría cambiar, siendo posible que nuevas componentes de frecuencia se adicionen a las señales, por lo que se modificaría la magnitud de coherencia en las componentes del minuto de señal analizado.

- **Análisis de la función de coherencia en un segmento de un minuto de la señal del EEnG**

Las funciones de coherencia estimada con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Figuras 8-17 - 8-20) y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figuras 8-37 - 8-39) detectan las componentes de frecuencias de la señal del EEnG registrada entre los registros internos y de superficie abdominal. Esto garantiza que lo que se está captando en la superficie abdominal son las componentes de frecuencias del BER. Los valores de coherencia obtenidos con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  alrededor de la frecuencia del ritmo eléctrico básico, son cercanos a la unidad, lo que indicaría que existe una alta similitud entre la señal de superficie y los registros internos. En cambio la  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , produce valores de coherencia por arriba de 0.5 pero menores a la unidad. A pesar de que estos valores son menores a los logrados por  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , algunos autores, indican que al estimar la función de coherencia con el método del periodograma, un valor de coherencia aceptable debe estar por encima de 0.5 [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993]. Por otro lado, no siempre se tendrán valores de coherencia elevados y tampoco



se detectará completamente la morfología de la señal del EEnG, debido a que la señal mioeléctrica en superficie puede verse afectada por factores externos tales como, el índice de masa del cuerpo, distancia entre los electrodos y superficie activa del electrodo, que afectan a la energía de la señal, distorsionando los autoespectros calculados ocasionando que los valores de coherencia sean menores e incluso que no permita mostrar algunos de sus armónicos (en  $\hat{C}^{ARM}(f)$ : Figuras 8-19, 8-20 y en  $\hat{C}^{MUS}(f)$ : Figuras 8-38, 8-39) [AMARIS MANUEL ET. AL, 2002].

Sin embargo, en algunos minutos es posible detectar qué parte del intestino es la que produce la fuente de señal de la frecuencia del BER que es captada en superficie abdominal. Por ejemplo, utilizando la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Figura 8-18) y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-37) se identifica que corresponde al segmento de yeyuno 3 (a 135 cm del ángulo de treitz), mostrando un valor de coherencia de 0.866 en 18.48 cpm y 0.994 en 18.48 cpm respectivamente. Este tipo de respuesta, sería la ideal para que a simple vista se pudiera determinar la parte del tubo digestivo que estuviera afectada por algún trastorno intestinal y sirviera en el auxilio clínico.

En cierto modo, los valores de coherencia más elevados obtenidos con ambas funciones de coherencia, sugieren que la energía obtenida entre la señal de superficie abdominal y los registros internos generalmente es proporcionada por las frecuencias en torno a la frecuencia del BER (0.2 Hz - 0.4 Hz), primero y segundo armónico. Existen algunos minutos donde el valor máximo de coherencia son obtenidos en el tercer y cuarto armónico con ambas técnicas, e incluso con la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  se obtuvieron el quinto armónico (Figura 8-38). Los valores de coherencia por arriba de 1 Hz, podrían deberse al hecho de que internamente los registros del EEnG en el dominio de la frecuencia muestran todos los armónicos en el ancho de banda de 0 a 2 Hz. Aunque después de 1 Hz, la energía tienden a disminuir como consecuencia de la pérdida de energía a medida que la frecuencia del armónico aumenta y debido a la frecuencia de corte del filtro paso bajo que se aplica a las señales mioeléctricas del EEnG. Sin embargo, al evaluar la función de coherencia, si en el registro de superficie al obtener la densidad espectral de potencia existe un pequeño valor de energía que esté alineado con la componente interna, la respuesta de la función de coherencia producirá un valor de coherencia en esa componente, debido a que posiblemente la amplitud de las componentes de la señal de las onda lenta y de sus armónicos son más pequeñas que las amplitudes de las componentes del ruido de fondo de la señal, mostrando un pico de banda angosta con un valor elevado de coherencia. No obstante en algunos minutos, tanto  $\hat{C}^{ARM}(f)$  como  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , producen valores de coherencia pequeños en todo el ancho de banda de la ventana de análisis y que no corresponden a la fuente de la señal [JOHNSON D., DEGRAAF S. 1982]. En este caso,  $\hat{C}^{MUS}(f)$  presenta menor cantidad de estos valores de coherencia que  $\hat{C}^{ARM}(f)$  pero en ambas funciones de coherencia, puede deberse a que el orden usado para la evaluación de algunos minutos, no es el adecuado en algunas ocasiones, lo que causa valores de coherencia falsos a consecuencia de una sobre estimación del orden en los autoespectros de potencia [BIRCH G. E. ET. AL, 1988]. Este problema se presentará en varias sesiones de registro, porque para el análisis se utilizó el mismo orden en todos los minutos y para los diferentes sujetos. Así, en el caso de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  la resolución espectral y la estabilidad estadística se ve reflejada directamente en la matriz de espectral, puesto que la función de coherencia es controlada por el orden del modelo [HAGHIGHI-MOOD A., TORRY J. N. 1996]. Mientras que en la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  se depende del orden de los autoespectros individualmente para evaluar la función de coherencia.

- **Análisis de la función de coherencia por sesión de registros**

El análisis de la **evolución temporal de los valores máximos** obtenidos con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , ha mostrado que realmente los valores de coherencia máximo están alrededor de las frecuencias del BER y sus armónicos, proporcionando valores similares al determinar el porcentaje global (Tabla 8-13). Los valores de coherencia máximos de la respuesta de la función de coherencia a lo largo del tiempo, van cambiando como resultado del número de ondas lentas que aparecen en el periodo de tiempo analizado causando que la densidad espectral de potencia de la señal presente pequeños desplazamientos en frecuencia (ver apartado 7.4). Entonces al evaluar la función de coherencia, estos desplazamientos de frecuencia se manifestarán directamente en variaciones de frecuencia causando que en la evolución temporal, el valor de coherencia máximo se esté obteniendo en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos (ejemplo para  $\hat{C}^{ARM}(f)$ : Figura 8-21 y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ : Figura 8-40). El análisis temporal de la evolución de los valores máximos de coherencia, también describe la forma de patrones de variación en la frecuencia del BER [JANSSENS W. ET. AL, 1992; POUSSE A. ET. AL, 1987] con retardo de tiempo ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ : Figura 8-21 y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ : Figura 8-40) y sin variaciones significativas ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ : Figura 8-27 y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ : Figura 8-46), similares a las que se obtuvieron solamente con las densidades espectrales de potencia en el apartado 7.5, estando en función del registro del EEnG y el sujeto bajo análisis.

El **promedio de las funciones de coherencia al superponer todos los minutos** en cada sesión para la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (apartado 8.4.1.2) y  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (apartado 8.4.2.2), mostraron que los resultados promedios por ambas funciones de coherencia sugieren que los valores de coherencia promedio en los diferentes puntos de medición están en la frecuencia del BER, primer y segundo armónico.

Con la función de coherencia promedio, muchos de los valores de coherencia que no pertenecen a la señal, se ven reducidos mostrándose la magnitud de coherencia que predomina en cada una de las sesiones. Pero también el resultado de la coherencia en la frecuencia del BER y sus armónicos disminuyen, proporcionando coherencias promedio por arriba de 0.5 para la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Figura 8-55) y por debajo de 0.5 para la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Figura 8-56). Los valores de magnitud de coherencia cambian en función de la sesión y el sujeto bajo análisis. Además, en el caso de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  el promediado podría disminuir el artefacto de alimentación cruzada [MARPLE S. L 1987].

Por otra parte, tanto en la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  como en la  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , el valor de la función de coherencia disminuye, debido a la **variabilidad** que se va produciendo en las densidades espectrales que se requieren para la evaluación de la función de coherencia para cada punto de medición en cada minuto analizado de cada sesión de datos. Específicamente en torno a la frecuencia de la onda lenta y sus armónicos no se mantienen en una sola componentes de frecuencia, haciendo que las respuestas de las funciones de coherencia se muestren dispersas en un rango de valores alrededor de la frecuencia del BER (ejemplo para  $\hat{C}^{ARM}(f)$ : Figura 8-22 y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ : Figura 8-41), por el posible desalineado que presentan los autoespectros y espectros cruzados al evaluar la función de coherencia [HOLM S., OTTESEN G. 1986].

El resultado obtenido con el estudio de la variabilidad, indica que en donde se obtienen los valores máximos de la respuesta de la función de coherencia promedio, el **porcentaje de los coeficientes de variabilidad** de la función de coherencia en ambos métodos ( $CVC^{ARM}$  y  $CVC^{MUS}$ ) es menor (ver Tablas 8-8 y 8-11) al concentran más los valores de coherencia. Sin embargo, la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  muestra mayor porcentaje de variación (ver apartado 8.4.2.2, Figuras de  $CVC^{MUS}$ ). Idealmente si se produjeran todos los valores en la misma componente de frecuencia se obtendrían valores de coherencia cercanos a la unidad. La variabilidad en  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , también podría deberse al posible

efecto de fase que se puede producir en los autoespectros, [PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G 1996]. Asimismo, en la  $\hat{C}^{MUS}(f)$  los picos de banda angosta que se obtienen en los autoespectros, podría causar que sea más difícil que se mantengan alineados [HOLM S., OTTESEN G. 1986].

La dispersión de los valores de coherencia podría causar **confusión al interpretarse el promedio de la función de coherencia** de una sesión de registro, debido a la variabilidad de los valores de coherencia de cada minuto analizado, puesto que el promedio proporciona un valor de coherencia asociado a cada componente en la ventana de análisis, se produce un efecto de doble picos alrededor de las frecuencias de los armónicos (ver ejemplo Figuras 8-28d - 8-28f) y podría interpretarse como una interferencia de otra señal, siendo más notorio en la respuesta promedio de  $\hat{C}^{ARM}(f)$  que en  $\hat{C}^{MUS}(f)$ . También podría estar influyendo la variación del BER a lo largo del tiempo, debido a la presentación de algún patrón como se mostró en el apartado 7.7 [JANSSENS W. ET. AL, 1992; POUSSE A. ET. AL, 1987].

Una manera de evitar la confusión debido a la dispersión de los valores de coherencia a lo largo del tiempo, es realizando un promedio de los valores máximos de coherencias en el rango en torno a la frecuencia del BER, es decir entre 0.2 y 0.4 Hz. Al obtener este valor promedio se obtienen valores de coherencia más elevados en las dos funciones de coherencia estimadas (ver Tablas 8-9 y 8-12), pero los obtenidos con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  son mayores que los de  $\hat{C}^{MUS}(f)$ . Esto confirma el hecho que la disminución o aumento de los valores de coherencia son afectados por la dispersión.

Se ha **determinado estadísticamente la frecuencia del BER y el segmento de registro interno** que se hace presente en superficie abdominal, a través de la función de coherencia estimada con ARM ( $\hat{C}^{ARM}(f)$ ) y MUSIC ( $\hat{C}^{MUS}(f)$ ).

- La frecuencia del BER promedio obtenida con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  (Tabla 8-8) en perros está entre 0.311 Hz (18.6 cpm) en duodeno y 0.283 Hz (16.8 cpm) en íleon. Mientras que los obtenidos con  $\hat{C}^{MUS}(f)$  (Tabla 8-11) está entre 0.313 Hz (18.7 cpm) en duodeno y 0.287 Hz (17.2 cpm) en íleon, dichos valores en ambos casos son similares a los obtenidos por otros autores [BASS PAUL, WILEY JAMES 1965]. También esto confirma la opinión de otros autores que refieren, que la actividad mioeléctrica puede ser registrada en superficie abdominal [CHEN J. D. Z. ET. AL, 1993; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001; RICHARDS W. O. ET. AL, 1996] y está debajo de 2 Hz donde se encuentra la energía del BER [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005].

- En términos globales, la fuente de señal mioeléctrica interna que presenta un alto grado de similitud con el registro del EEnG de superficie abdominal corresponde al segmento de yeyuno 1 del intestino delgado, posición que se encuentra a 45 cm con respecto al ángulo de Treitz. El valor de coherencia del promedio global, de los valores máximos de la función de coherencia promedio, obtenido en este estudio con  $\hat{C}^{ARM}(f)$  es de 0.585 en 0.308 Hz (18.48 cpm), en tanto que el logrado por  $\hat{C}^{MUS}(f)$  es de 0.362 en 0.310 Hz (18.6 cpm), esta última magnitud de coherencia es menor a la que hacen referencia algunos autores para que sea un valor confiable usando el periodograma [BENDAT JULIUS S., PIERSOL ALLAN G. 1993]. Sin embargo, existen estudios en señales del EEG, donde obtienen valores de coherencia del orden de 0.014, pero estos valores indican la existencia de un grado de asociación en las señales bajo análisis [YAO BING ET. AL, 2007], a pesar de los valores de coherencia pequeños se utilizan para proporcionar una medida de semejanza. Aunque, los resultados obtenidos son similares en cuanto a la ubicación de segmento de intestino identificado por otros autores [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2001], en este estudio determinaron que la máxima similitud se mantiene en el registro interno a nivel yeyunal (70 cm del ángulo duodeno-yeyunal), pero no muestran otros registros con quien comparar, para determinar si realmente es el que presenta la mejor correlación o si existe alguna variación en los valores de coherencia. Además, la

cantidad de minutos empleados para la evaluación es mucho menor, lo cual tendría la particularidad de presentar menor variabilidad en los valores de coherencia. Aunado a eso el promediado de la propia técnica al solapar segmentos [CARTER G. ET. AL, 1973], más el promediado total de los minutos, contribuyen a la obtención de un valor de coherencia promedio más elevado. Aunque se coincide en el hecho de que la mayor cantidad de energía de la señal se encuentra en la frecuencia de la onda lenta y en el primer y segundo armónico. Por lo tanto el estimador espectral MUSIC puede considerarse como un método apropiado para el análisis espectral de señales biomédicas [GULER INAN, UBEYLI ELIF D. 2007], puesto que este método se adapta mejor a las señales que se suponen están compuestas de varias senoides específicas inmersas en el ruido [AKAY M. ET. AL, 1990; COHEN A. 1986].

### 10.3.3 Monitorización no invasiva del BER mediante la función de coherencia

Los parámetros de la señal mioeléctrica del EEnG al dividirse principalmente en frecuencia y potencia, pueden proporcionar información de variaciones en el ritmo eléctrico básico por lo que ritmos anormales podrían ser importantes para uso clínico. Sin embargo, no se sabe de manera no invasiva mediante el uso de electrodos en la superficie abdominal, de donde provienen las señales que presentan el trastorno. Cabe señalar que el EEnG no diagnostica directamente una enfermedad específica, o disfunción motora del intestino. Puede mostrar el comportamiento de la señal mioeléctrica en tiempo y frecuencia; principalmente el ritmo, la amplitud y potencia de la señal mioeléctrica del intestino delgado que pueden tener información de carácter diagnóstico. Algunas de las técnicas que podrían emplearse para extraer información intestinal y que no requieren del uso de electrodos, podrían ser ultrasonido [CHOI M. ET. AL, 2002; CHOI SUNGHOON, KIM YANG H. 2002; VALETTE ET. AL, 2001], sonidos intestinales [TOMOMASA T. ET. AL, 1999; YAMAGUCHI K. ET. AL, 2006], y sistemas biomagnéticos [BRADSHAW L. A. ET. AL, 2003; BRADSHAW L. A. ET. AL, 2001]. Pero estos métodos están en vía de desarrollo experimental, por lo que no pueden ser aplicados en el diagnóstico clínico. Además, que el equipo empleado en alguno de ellos es muy costoso. La resonancia magnética ha sido empleada para visualizar anomalías del intestino y el peristaltismo [BERROCAL TERESA ET. AL, 1999; EVANS D. F. ET. AL, 1993; SCHWIZER W. ET. AL, 2003]. Sin embargo, este método es subjetivo y depende de la calidad de la imagen, así como del especialista. Además, requiere de la ingestión de agentes orales y es un equipo de costo elevado [LAUENSTEIN THOMAS C. ET. AL, 2003; PATAK MICHAEL A. ET. AL, 2001].

La función de coherencia ha sido empleada en una gran variedad de aplicaciones biomédicas para automatizar diagnósticos y en la identificación de sistemas, pero siempre utilizando el periodograma que una de sus limitaciones principales es la dependencia de una gran cantidad de datos. En la actualidad, se están desarrollando funciones de coherencia utilizando otro tipo de estimadores similares al periodograma para mejorar las características de sincronización y asociación entre dos señales, pero están en vía de desarrollo.

En la presente tesis se evaluaron estimadores espectrales paramétricos en la función de coherencia como una alternativa diferente al uso cotidiano del periodograma, para detectar la señal del segmento de intestino interno que se presenta en la señal del electroenterograma (EEnG) de superficie abdominal. Con la finalidad de estudiar la relación existente entre los espectros de la señal recogida en superficie abdominal y de señales mioeléctricas intestinales internas, y de saber de manera no invasiva al colocar los electrodos en la superficie abdominal de que parte del intestino provienen las señales, pero utilizando como elemento primario de medición electrodos. Sin embargo, las mediciones de biopotenciales se realizan con diferentes tipos de electrodos. La función de estos electrodos es la de acoplar los

potenciales que se generan en el cuerpo a un equipo electrónico y si no se realiza adecuadamente se presentarán problemas de alteración de los registros [MINTCHEV MARTIN P. ET. AL, 2000]. Por lo tanto, la forma y medida de las señales registradas del EEnG dependen de las propiedades eléctricas de estos electrodos y de su localización para el registro.

Hoy en día, se sigue estudiando la posición óptima de los electrodos para la captación más eficiente del EEnG en superficie abdominal, por lo que no existe una recomendación estándar para colocarlos, ni cuál es el tipo o número de electrodos necesarios para realizar la medición, de tal manera que se tuviera un procedimiento estandarizado como el usado para la medición de las señales bioeléctricas del corazón [RAUTAHARJU PENTTI M. ET. AL, 1998]. Así, se podría identificar y reducir en gran medida muchas de las interferencias y artefactos [VERHAGEN MARC A. M. T. ET. AL, 1999]. También hay que tomar en cuenta que la señal mioeléctrica en superficie es débil [BRADSHAW L. A. ET. AL, 1997], a causa del efecto de las capas abdominales al comportarse como un filtrado espacial [BRADSHAW L. A. ET. AL, 2001; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2003; GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005; MINTCHEV MARTIN P., BOWES KENNETH L. 1998]. La ventaja de la función de coherencia es que la atenuación de los espectros no altera la magnitud de coherencia, debido a que la técnica lo que rastrea es la forma de los espectros para buscar la sincronización espacial y con ello la similitud entre ambas señales analizadas. Sin embargo, la adición de interferencias fisiológicas a la señal de superficie distorsiona al espectro de coherencia [CHEN J. D., LIN Z. 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994]. Puesto que cambia tanto a la energía del autoespectro del registro de superficie, como la energía del espectro cruzado. Aunado a esto, el artefacto de alimentación cruzado que produce la propia técnica para el caso de la función de coherencia estimada con AR, puede causar una interpretación errónea del valor de coherencia [MARPLE S. L 1987]. Este problema podría disminuirse aumentando el número de datos, pero podría perderse la estacionariedad de la señal [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2004], y se presentarían problemas con el orden [HAGHIGHI-MOOD A., TORRY J. N. 1996].

La Tabla 8-14, muestra el **promedio global de los valores de coherencia máximos de los promedios** en cada componente de frecuencia de la ventana de análisis de 10 sesiones de registro (1537 minutos). Se observa mediante la frecuencia promedio global que la frecuencia promedio global del BER obtenida con la  $\hat{C}^{ARM}(f)$ , muestra un gradiente descendente desde duodeno (0.311 Hz) a íleon (0.283 Hz); mientras que los resultados del promedio global de la función de coherencia estimada con MUSIC ( $\mu_g\{\hat{C}^{MUS}(f)\}$ ) exhiben el gradiente de duodeno (0.313 Hz) a íleon (0.287 HZ), pero se rompe la secuencia en la  $\mu_g\{\hat{C}^{MUS}(f)\}_{S-T}$  con 0.308 Hz (18.48 cpm). Sin embargo, se presenta en ambos casos una disminución en la frecuencia del BER (ver apartado 7.4.5 ), estando de acuerdo con el gradiente que ha sido presentado en otros estudios [SZURSZEWski J. H. 1969].

Al analizar los **valores globales de la función de coherencia promedio de los valores de coherencia máximos** en el rango de 0.2 a 0.4 Hz, en torno a la frecuencia del BER (Tabla 8-15). Ambas técnicas identifican que el segmento de yeyuno1 es el que presenta mejor correlación con la señal externa; pero la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  proporciona un mejor valor promedio global de coherencia de 0.707 en 0.301 Hz (18.06 cpm) siendo superior que el resultado obtenido con la  $\hat{C}^{MUS}(f)$ . En otros estudios, también indican que la función de coherencia estimada con el método autoregresivo proporciona mejor resultados que los basados en MUSIC [AYDIN SERAP 2009]. Pero no descartan los problemas de separación de línea que se puedan tener en caso de una SNR alta y sensibilidad a la fase inicial [PROAKIS G. J., MANOLAKIS G. G 1996]. Sin embargo, la SNR en la señales mioeléctricas del EEnG en perros son bajas [MARTINEZ-DE-JUAN J. L. ET. AL, 2006]. En cuanto a los resultados en la identificación de la componente de frecuencia del

BER obtenidos con la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  y  $\hat{C}^{MUS}(f)$ , son similares estadísticamente (Tablas 8-14 y 8-15).

Los resultados han mostrado que la  $\hat{C}^{ARM}(f)$  sería la más adecuada para evaluar los registros de señal del EEnG. Aunque la fuente de la señal identificada en la superficie abdominal se hace estadísticamente.

Los resultados en la identificación de la señal del EEnG son prometedores en aplicaciones futuras, puesto que al aplicar las funciones de coherencia estimada con ARM y MUSIC a la señal del EEnG, se puede identificar del registro de superficie abdominal a que segmento de intestino corresponde el BER, aunque para ello son necesarios registros simultáneos del EEnG interno. Sin embargo, el proceso realizado para la obtención de la función de coherencia podría mejorarse, ya que al utilizar un filtrado paso bajos puede causar distorsión a la forma del BER, al afectarse las armónicas de la frecuencia fundamental [LIANG H. ET. AL, 2000]. Aunado a esto, la respiración también causa distorsión en el rango de frecuencia del ritmo eléctrico básico [CHEN J. D., LIN Z. 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994]. Por lo tanto al usar el filtro pasa bajos para eliminar la señal de respiración del EEnG en superficie abdominal, también se eliminará parte de la señal intestinal [NOLTE G., CURIO G. 1999], puesto que en ocasiones el BER y la señal de respiración estarán solapados en el dominio de la frecuencia. Pero, el filtrado pasa bajos puede ayudar a eliminar la interferencia del ECG al presentarse principalmente en componentes de alta frecuencia en la superficie del abdominal en el rango de 2 a 20 Hz (banda de los SB) [GARCIA-CASADO J. ET. AL, 2005]. El uso de filtrado adaptativo podría ser una opción para cancelar la interferencia respiratoria [CHEN JIAN DE, LIN ZHIYUE 1993; LIN Z. Y., CHEN J. D. 1994; PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007], pero presentan el inconveniente de requerir de una señal de referencia que debe estar correlacionada con la fuente de interferencia a eliminar [WIDROW B. ET. AL, 1975]. Algunos autores refieren que al captar los registros mediante electrodos laplacianos y el uso de técnicas de descomposición de modo empírico (EMD) han dado buenos resultados en la eliminación de las interferencias en la señal EEnG [PRATS-BOLUDA G. ET. AL, 2007; YE Y. ET. AL, 2007]. Por lo tanto, para reducir las deficiencias técnicas de los registros podrían emplearse ambas técnicas mencionadas, y posteriormente estimar la función de coherencia sobre los registros libres de interferencias. Esto podría mejorar los resultados obtenidos en la presente tesis.

---

# Capítulo 6

---

*Conclusiones*

---





---

# 11. Conclusiones

---

## 11.1 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.

- ① Determinar, entre distintas técnicas y órdenes, el estimador más adecuado para obtener la distribución espectral de potencia del EEnG en el rango de la onda lenta.
- ❶ La distribución espectral de la onda lenta es obtenida con los estimadores espectrales AR, ARMA, Prony y MUSIC. Se observan picos en una frecuencia fundamental y en sus armónicos a lo largo de la distribución espectrales. Se ha encontrado un orden óptimo para cada estimador. Sin embargo, el orden varía en función de la morfología de la señal analizada, del punto de registro y del sujeto. Si se desea trabajar con un orden fijo para cada estimador, se recomienda los siguientes valores: AR(27), ARMA(25,8), Prony(29,1) y MUSIC(14).
- El análisis para evaluar la señal EEnG interno y externo con los métodos AR y ARMA no es una contribución de la presente tesis doctoral. sí que lo es, la determinación de sus órdenes óptimos y la aplicación de los métodos Prony y MUSIC a las señales del EEnG interno y externo.
- ② Definir parámetros que caractericen el ritmo básico intestinal en base a la señal del EEnG tanto interna como externa y comparar los resultados derivados de las diferentes técnicas de estimación espectral.
- ❷ Se ha caracterizado el ritmo eléctrico basal tanto interno como externo. La frecuencia dominante de la densidad espectral de potencia en el rango de 0.2 Hz a

0.4 Hz permite determinar el ritmo eléctrico básico intestinal. Se observa el gradiente descendente de la frecuencia de la onda lenta en el sentido aboral del intestino. También se ha obtenido la frecuencia de la onda lenta en el registro externo, determinándose que coincide con la del tramo de intestino de yeyuno medio. No existe diferencia significativa en la frecuencia dominante de los cuatro métodos.

- La observación del gradiente en el intestino no es una aportación. Sí que lo es el uso de los métodos espectrales paramétricos para su determinación.
- ③ Buscar patrones de la evolución temporal del ritmo básico intestinal y estudiar su relación con la actividad contráctil.
- ③ Las técnicas de estimación AR y MUSIC permiten detectar tres patrones en la evolución temporal del ritmo básico en el registro interno de yeyuno. Al comparar esta evolución de la frecuencia de la onda lenta con el IMI en periodo de ayunas se observa que puede existir una variación sincronizada con el IMI, retrasada con respecto al IMI o un tercer patrón constante e independiente del IMI.
- La identificación del patrón en el que la frecuencia de la onda lenta es constante e independiente con la actividad contráctil no es una aportación de esta Tesis Doctoral. El patrón normal es más ampliamente asumido por la comunidad científica. El patrón con retraso ha sido observado por unos pocos autores, mientras que la identificación del patrón sincronizado es una aportación novedosa de la presente Tesis Doctoral. También es una aportación novedosa el método de caracterización de dichos patrones.
- ④ Desarrollar estimadores paramétricos de la función de coherencia y valorarlos sobre sistemas deterministas y sobre señales simuladas.
- ④ Se han desarrollado los estimadores de la función de coherencia basados en ARM y MUSIC. La aplicación de estos estimadores sobre sistemas deterministas permite concluir que ARM tienen mejor respuesta al compararla con una función teórica. El desarrollo de señales pseudoaleatorio que simulan la actividad eléctrica intestinal permiten determinar que los métodos paramétricos detectan la frecuencia de interés. Siendo ARM el que proporciona un buen resultado.
- El uso del estimador ARM no es una contribución de la presente tesis doctoral. Sin embargo, el desarrollo del método MUSIC para estimar la coherencia sí que es una aportación de la presente tesis doctoral.
- ⑤ Definir y comparar indicadores que caractericen el comportamiento de los estimadores de la función de coherencia obtenidos mediante técnicas paramétricas frente a las técnicas no paramétricas.
- ⑤ Se definieron los indicadores sesgo, RECM y frecuencia del pico que permitieron comparar las características de las funciones de coherencia. Se realizó una comparación entre los valores de coherencia obtenida con los estimadores espectrales paramétricos y no paramétrico. Los métodos paramétricos presentan menor variabilidad que los no paramétricos; siendo el método ARM el que menor sesgo presenta y MUSIC el que muestra menor variabilidad al utilizar señales simuladas.

- La definición de los parámetros para la caracterización del comportamiento de los estimadores de la función de coherencia es una aportación novedosa de la presente tesis doctoral. Evidentemente, el uso de estos indicadores para comparar las funciones de coherencia desarrolladas, también es una aportación de la presente tesis.
- ⑥ Evaluar la función de coherencia entre señales reales del EEnG de superficie y del EEnG interno y estimar el tramo de intestino que se registra en superficie externa abdominal.
- ⑥ Las funciones de coherencia obtenidas presentan sus valores máximos en las frecuencias correspondientes al ritmo eléctrico básico intestinal. Estos valores máximos son superiores a 0.5 en la mayoría de los casos indicando que el pico de energía entre 0.2 Hz y 0.4 Hz del registro de superficie es de origen intestinal. Además, el método ARM identifica el patrón espectral de la señal del EEnG. Se identifica el tramo de yeyuno medio como segmento origen de la actividad registrada en superficie abdominal.
- Evaluar la función de coherencia entre el EEnG de superficie y el EEnG interno mediante técnicas paramétricas, así como la identificación del tramo de intestino cuya actividad se capta en superficie abdominal son aportaciones originales de la presente tesis doctoral.

## 11.2 Líneas futuras de investigación

La presente tesis doctoral constituye una contribución en el procesado de las señales del EEnG interno y de superficie abdominal con el uso de los métodos AR, ARMA, Prony y MUSIC para estimar la frecuencia de la onda lenta de manera no invasiva y detectar la señal intestinal de yeyuno medio. Este avance puede ser utilizado para analizar patologías del tracto digestivo de manera no invasiva tales como disritmia o isquemia intestinal y poderlas diagnosticar.

Algunas de las líneas de actuación a seguir podrían ser las siguientes:

- Aplicar las técnicas de estimación de orden y de estimación espectral paramétricas al estudio del EEnG registrado en superficie abdominal de humanos para la monitorización de la frecuencia del marcapasos intestinal.
- Realizar registros multicanal en superficie y emplear las técnicas de identificación del segmento intestinal origen de la señal para el mapeo de la superficie abdominal.
- Aplicar las técnicas desarrolladas en esta tesis sobre registros en condiciones patológicas como la isquemia intestinal y proponer parámetros característicos de ayuda al diagnóstico.
- Analizar mediante técnicas de estimación espectral paramétrica el contenido del EEnG en el rango de frecuencia de los SB ( $> 2\text{Hz}$ ).
- Profundizar en el estudio de los patrones de variación de la frecuencia del BER. Investigar sus posibles orígenes y la prevalencia de los distintos tipos.



# PUBLICACIONES

## ARTÍCULO DE REVISTA

“Coherence Analysis of invasive and non-invasive intestinal myoelectrical signal”, *Physol. Meas.* 2012 (en elaboración).

## ARTÍCULOS EN CONGRESOS INTERNACIONALES

J. J. Moreno-Vazquez, J. Garcia-Casado, J. L. Martinez-de-Juan, S. Perez-Paredes, J. L. Ponce (2005): “Bowel Slow Wave Frequency Variation in Fast State”, The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC’05, Prague, Czech Republic.

J. J. Moreno-Vazquez, J. L. Martinez-de-Juan, J. Garcia-Casado, J. L. Ponce (2003): “Autoregressive Spectral Analysis of Electroenterogram (EEnG) for Basic Electric Rhythm Identification”, 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancún, pp. 2539- 2542.

## ARTÍCULOS EN CONGRESOS NACIONALES

J. J. Moreno-Vazquez, J. Garcia-Casado, J. L. Martinez-de-Juan, Y. Ye-Lin. (2011): “Evaluación de la función de coherencia basada en los métodos ARM y MUSIC para la aplicación en señales del EEnG”, XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB’2011), Cáceres, España.

J. J. Moreno-Vazquez, J. L. Martinez-de-Juan, J. Garcia-Casado (2008): “Métodos Invasivos Vs No Invasivos para el Registro de la Motilidad Intestinal”. VIII Congreso de Ingeniería Eléctrica y Electrónica del MAYAB (COIEEM), Merida, Yucatan.

J. J. Moreno-Vazquez, J. Garcia-Casado, J. L. Martinez-de-Juan, Y. Ye-Lin, J. L. Ponce (2006): “Patrones de variación de la frecuencia del ritmo eléctrico básico del electroenterograma interno”, XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB’2006), Pamplona, España.



# Bibliografía

- A**HMAD R., N.-N. & A.RAHIM, K. (2008), "Cardiac Arrhythmias Classification Method Based on MUSIC, Morphological Descriptors, and Neural Network", *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2008.
- AKAIKE, H. (1969), "Fitting Autoregressive Models for Prediction", *Annals of Institute Statistical Mathematics*, vol.21, pp 243-247.
- AKAIKE, H. (1974), "A new look at the statistical model identification", *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 6, pp. 716-723.
- AKAY M., SEMLOW J.L, WELKOWITZ W., BAUSER M.D., KOSTIS J.B., (1990), "Noninvasive Detection of Coronary Stenoses Before and After Angioplasty Using Methods", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol.37. pp. 1095-1104, Nov.
- AKAY, M. (2006), *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering* John Wiley & Sons, New Jersey, pp. 914-925.
- AKIN ATA, SUN HUN H (2002), "Non-invasive gastric motility monitor: fast electrogastrogram (fEGG)", *Physiological Measurement* no. 3, pp. 505-519.
- AKIN ATA, SUN HUN H., (1999), "Time-frequency methods for detecting spike activity of stomach"; *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37:381-389.
- AKIN, A. & SUN, H. H. (1999), "Variability of the antropyloric spike activity", [*Engineering in Medicine and Biology, 1999.21st Annual Conf.and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc.] BMES/EMBS Conference, 1999.Proceedings of the First Joint*, vol. 2, p. 948.
- AKIN, M. & KIYMIK, M. K. (2000), "Application of Periodogram and AR Spectral Analysis to EEG Signals", *Journal of Medical Systems*, vol. 24, no. 4, pp. 247-256.
- ALKAN, A., KOKLUKAYA, E., & SUBASI, A. (2005), "Automatic seizure detection in EEG using logistic regression and artificial neural network", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. In Press, Corrected Proof.
- ALVAREZ W. C.,(1922), "The Electrogastragram and what it shows".*JAMA* ,78:1116-1119.
- ALVAREZ W.C. AND MAHONEY L.J., (1922)," Action currents in stomach and intestine"..*Am. J. Plzysiol.* 58:476-493, 1922.
- ALVAREZ, W. C. (1914), "FUNCTIONAL Variations In Contractions Of Different Parts Of The Small Intestine", *American Journal of Physiology -- Legacy Content*, vol. 35, no. 2, pp. 177-193.

- AMARIS, M., SANMIGUEL, C., SADOWSKI, D., BOWES, K., & MINTCHEV, M. (2002), "Electrical Activity from Colon Overlaps with Normal Gastric Electrical Activity in Cutaneous Recordings", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 47, no. 11, pp. 2480-2485.
- AMBACHE N. (1947), "The electrical activity of isolated mammalian intestine", *J. Physiol.* 106:139-153.
- AN, Y. J., LEE, H., CHANG, D., LEE, Y., SUNG, J. K., CHOI, M., YOON, J. (2001), "Application of pulsed Doppler ultrasound for the evaluation of small intestinal motility in dogs", *J. Vet. Sci.*, vol. 2, no. 1, pp. 71-74.
- ANITA BOARD (2002), "A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability", *Physiological Measurement*, vol. 23, no. 2, p. 325.
- ANTES G. (2001), "Radiology of small-bowel motility disorders". in Radiological imaging of the small intestine, ed., Gourtsoyiannis, Nicholas C., Springer-Verlag Heidelberg New York
- ANTHONE G. J., ZINNER M. J., YEO C. J. (1993), "Small bowel origin and calorie dependence of a signal for meal-induced jejunal absorption", *Ann. Surg.*, vol. 217, no. 1, pp. 57-63.
- ARNBJORNSSON, E. BENGMARK, S. (1983), "The role of auscultation and registration of bowel sounds in the diagnosis of acute appendicitis", *Ann. Chir Gynaecol.*, vol. 72, no. 6, pp. 324-328.
- AROS S. D. & CAMILLERI, M. (2001), "Small-bowel motility", *Curr. Opin. Gastroenterol.*, vol. 17, no. 2, pp. 140-146.
- AYDIN, S. (2009), "Comparison of Power Spectrum Predictors in Computing Coherence Functions for Intracortical EEG Signals", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 1, pp. 192-200.
- B**AFFA O, OLIVEIRA R. B. (2000), "Biomagnetic research in gastroenterology", in Biomag2000, Proc. 12th Int. Conf. on Biomagnetism, J. Nenonen, R.J. Ilmoniemi, and T. Katila, eds. (Helsinki Univ. of Technology, Espoo, Finland, 2001), pp. 995-998.
- BANI-HASAN, M. A., KADAH, Y. M., RASMY, M., & EL-HEFNAWI, F. M. (2009), "Electrocardiogram signals identification for cardiac arrhythmias using prony's method and neural network", in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1893-1896.
- BARDOEL JANOU W. J. M. (2002), "Dynamic, Rectus Abdominis Muscle Sphincter for Stomal Continence", Tesis Universidad de Utrecht, Budde Elinkwijk Grafische Producties, Nieuwegein.
- BASS P., CODE, C. F., LAMBERT, E. H. (1961), "Motor and electric activity of the duodenum", *AJP - Legacy*, vol. 201, no. 2, pp. 287-291.
- BASS P., 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., WILEY, J. N. (1972), "Contractile force transducer for recording muscle activity in unanesthetized animals", *Journal of Applied Physiology*, vol. 32, no. 4, pp. 567-570.
- BAULE G. MC FEE, R. (1963), "Detection Of The Magnetic Field Of The Heart", *Am Heart J*, vol. 66, pp. 95-96.
- BAULE G. MC FEE, R. (1965), "Theory of Magnetic Detection of the Heart's Electrical Activity", *Journal of Applied Physics*, vol. 36, no. 6, pp. 2066-2073.
- BAYLISS W. M, STARLING EH, (1899), "The movements and innervation of the small intestine". *J Physiol (Lond)* 24:100-143.
- BEAUMONT WILLIAM (1833), "Experiments and observations on gastric juice, and the physiology of digestion". (Facsimile of the original edition of 1833 together with a biographical essay, on A Pioneer American Physiologist, Sir William Osler Ed. Dover, New York).
- BEEB, A. A. & PEIJUN, S. (1999), "A time-varying Prony method for instantaneous frequency estimation at low SNR", pp. 5-8.
- BENAR, C.-G. GUNN, R.N. GROVA, C. CHAMPAGNE, B. GOTMAN, J. (2005), "Statistical maps for EEG dipolar source localization", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.52, pp. 401-413.



- BENDAT J.S, PIERSOL A.G. (1993), "Engineering applications of correlation and spectral analysis", John Wiley & sons, 1980, Canada.
- BENDAT J.S., PIERSOL A.G. (2000), *Random Data: Analysis & Measurement Procedures*, 3rd edn, Wiley-Interscience, New York.
- BENESTY, J., JINGDONG, C., & YITENG, H. (2005), "A generalized MVDR spectrum", *Signal Processing Letters, IEEE*, vol. 12, no. 12, pp. 827-830.
- BENESTY, J., JINGDONG, C., & YITENG, H. (2006), "Estimation of the Coherence Function with the MVDR Approach", *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2006.ICASSP 2006 Proceedings.2006 IEEE International Conference on*, vol. 3, p. III.
- BERNE ROBERT M., LEVY MATTHEW N.,(2001), "FISIOLOGIA: Kutchai C. Howard ,Aparato digestivo",(Libro), HARCOURT BRACE, Madrid, España.
- BERROCAL T., LAMAS M., GUTIERREZ J., TORRES I., PRIETO C., DEL HOYO, M. L. (1999), "Congenital Anomalies of the Small Intestine, Colon, and Rectum", *RadioGraphics*, vol. 19, no. 5, pp. 1219-1236.
- BIRCH, G. E., LAWRENCE, P. D., LIND, J. C., & HARE, R. D. (1988), "Application of prewhitening to AR spectral estimation of EEG", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 8, pp. 640-645.
- BLANCAS VALENCIA JM, PAZ FLORES VM, MIYAMOTO YOKOTA, HUERTA FOSADO BR, FERNANDO MENESES L, PICCINI LARCO JR, & MEJIA CUAN LA (2005), "Enteroscopia de doble balón: experiencia en el Hospital de Especialidades del centro Médico Nacional Siglo XXI, IMSS, Ciudad de México", *Rev Gastroenterol Mex 2005*; vol. 70, no. 2, pp. 129-137.
- BLINOWSKA, KATARZYNA J.; KUS, RAFA; KAMINSKI,MACIEJ, (2004), "Granger causality and information flow in multivariate processes", *Physical Review E*, vol. 70, no. 5, p. 050902.
- BOLONDI, L., BORTOLOTTI, M., SANTI, V., CALLETTI, T. AND GAIANI, S., (1985), "Measurement of gastric emptying time by real time ultrasonography". *Gastroenterology*, 89, 752-755.
- BORTEL, R. & SOVKA, P. (2007), "Approximation of statistical distribution of magnitude squared coherence estimated with segment overlapping", *Signal Processing*, vol. 87, no. 5, pp. 1100-1117.
- BORTOFF, A. (1976), "Myogenic control of intestinal motility", *Physiological Reviews*, vol. 56, no. 2, pp. 418-434.
- BOU-CHADI, F. E., EZZAT, F. A., GAD-ELHAK, N., SIF EL-DIN, A. A. (1993), "Tauberian-prony feature extraction technique for esophageal motility patterns", *Ann.Biomed.Eng*, vol. 21, no. 2, pp. 117-124.
- BRADSHAW L. A., LADIPO J. K., STATON D. J., WIKSWO J. P., JR., RICHARDS W. O. (1999), "The human vector magnetogastrogram and magnetoenterogram", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 8, pp. 959-970.
- BRADSHAW L. A., MYERS A., WIKSWO J. P., RICHARDS W. O. (2003), "A spatio-temporal dipole simulation of gastrointestinal magnetic fields", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 50, no. 7, pp. 836-847.
- BRADSHAW LA ET A.L (1996), "A comparison of the effects of abdominal layers on external electric potentials and magnetic fields from gastrointestinal sources". (Abstract) *Dig. Dis. Sci.* 41(9): 1884.
- BRADSHAW, L. A. & WIKSWO, J. P., JR. (1995), "Autoregressive and eigenfrequency spectral analysis of magnetoenterographic signals", pp. 871-872.
- BRADSHAW, L. A., ALLOS, S. H., WIKSWO, J. P., JR., & RICHARDS, W. O. (1997), "Correlation and comparison of magnetic and electric detection of small intestinal electrical activity", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 272, no. 5, p. G1159-G1167.
- BRADSHAW, L. A., GARRARD, C. L., ALLOS, S. H., WIKSWO, J. P., JR., RICHARDS, W. O.(1995), "Magnetoenterography for detection of intestinal ischemia in rabbits", pp. 1579-1580.
- BRADSHAW, L. A., LADIPO, J. K., WIKSWO, J. P., JR., & RICHARDS, W. O. (1997), "The vector magnetic field of the human stomach and small bowel", pp. 2390-2391.

- BRADSHAW, L. A., RICHARDS, W. O., & WIKSWO, J. P., JR. (2001), "Volume conductor effects on the spatial resolution of magnetic fields and electric potentials from gastrointestinal electrical activity", *Med.Biol.Eng Comput.*, vol. 39, no. 1, pp. 35-43.
- BRADSHAW, L., WELLS, R., PAUL S., RICHARDS W. O., WIKSWO, J. P. JR. (1997), "Noninvasive measurement of gastric propagation using a squid magnetometer". *Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS* Oct. 30 - Nov. 2, Chicago, IL. USA.
- BRAY DECLAN, REILLY RICHARD B., HASKIN LEONIE, MCCORMACK BRENDAN (1997), "Assessing motility through abdominal sound monitoring", *Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS* Oct. 30 - Nov. 2, Chicago, IL. USA.
- BRIAN L. C., MICHAEL S., CYNTHIA, J. O. (1999), "Computerized Auscultation Applied to Irritable Bowel Syndrome", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. V44, no. 9, pp. 1887-1892.
- BRIKOU, A., BEZERIANOS, A., ALEXOPOULOS, D., & POLYDOROPOULOS, P. (1995), "A modified Prony's method for tracking and monitoring the effects of autonomic nervous system blockade on heart rate variability", pp. 453-456.
- BROERSEN P.M.T, (1998), "The quality of model for ARMA proceses", *IEEE Trans. On Signal Process.*, Vol. 46, pp. 1749-1752, June.
- BROERSEN, P. M. T. & DE WAELE, S. (2003), "Generating data with prescribed power spectral density", *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 4, pp. 1061-1067.
- BROERSEN, P. M. T. & WENSINK, H. E. (1998), "Autoregressive model order selection by a finite sample estimator for the Kullback-Leibler discrepancy", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 46, no. 7, pp. 2058-2061.
- BROERSEN, P. M. T. (1990), "The prediction error of autoregressive small sample models", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 38, no. 5, pp. 858-860.
- BROERSEN, P. M. T. (2002), "Automatic spectral analysis with time series models", *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 2, pp. 211-216.
- BRUSHE, G. D. & WALLER, J. R. (2001), "On the Computation of an Averaged Coherence Function", *Digital Signal Processing*, vol. 11, no. 2, pp. 110-119.
- BUENO, L., RAYNER, V., & RUCKEBUSCH, Y. (1981), "Initiation of the migrating myoelectric complex in dogs", *The Journal of Physiology Online*, vol. 316, no. 1, pp. 309-318.
- BUNKER C.E., Johnson L.P., NELSEN S. (1967), "Chronic in situ studies of the electrical activity of the small intestine". *Arch Surg.* 95:259-268.
- BURSHTEIN, D. & WEINSTEIN, E. (1985), "Some relations between the various criteria for autoregressive model order determination", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 33, no. 4, pp. 1017-1019.
- BUSCH W. (1858): "Beitrag zur Physiologie der Verdauungsorgane", *Pathol. Anat.*, vol. 14, pp. 140-186.
- C**ADZOW, J. A. (1982), "Spectral estimation An overdetermined rational model equation approach", *Proceedings of the IEEE*, vol. 70, no. 9, pp. 907-939.
- CADZOW, J., CADZOW, J., SOLOMON, O., JR. (1987), "Linear modeling and the coherence function", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 1, pp. 19-28.
- CAENEPEEL, P., JANSSENS, W., ACCARINO, A., JANSSENS, J., VANTRAPPEN, G., & EYSEN, H. (1991), "Variation of slow-wave frequency and locking during the migrating myoelectric complex in dogs", *Am.J.Physiol*, vol. 261, no. 6 Pt 1, p. G1079-G1084.
- CAMILLERI M., HASLER, W. L., PARKMAN H. P., QUIGLEY E. M. M., SOFFER E. (1998), "Measurement of gastrointestinal motility in the GI laboratory", *Gastroenterology*, vol. 115, no. 3, pp. 747-762.
- CANNON W.B, (1902), "The movements of the intestine studied by means of the Roentgen rays"., *Am. J. Physiol. K.*, 6:251-277.

- CANNON W.B., (1905), "Auscultation of the Rhythmic Sounds Produced by the Stomach and Intestines", *Amer. J. Physiol.*, Vol. 14, pp 339-353.
- CANNON WB, MOSER A. (1898), "The Movements of the Food in the Esophagus". *Am J. Physiol*, 1:435-444.
- CAPON, J. (1969), "High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis", *Proceedings of the IEEE*, vol. 57, no. 8, pp. 1408-1418.
- CAPONIGRO, R., LO, R., SIEGEL, J., ABUTALEB, A. (1988), "Spectrum analysis of gastric emptying", pp. 241-244.
- CARLSON, H., CODE, C., NELSON, R. (1966), "Motor action of the canine gastroduodenal junction: A cineradiographic, pressure, and electric study", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 11, no. 2, pp. 155-172.
- CARTER, G. & CARTER, G. (1977), "Receiver operating characteristics for a linearly thresholded coherence estimation detector Receiver operating characteristics for a linearly thresholded coherence estimation detector", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 25, no. 1, pp. 90-92.
- CARTER, G. C. (1987), "Coherence and time delay estimation", *Proceedings of the IEEE*, vol. 75, no. 2, pp. 236-255.
- CARTER, G., CARTER, G., & KNAPP, C. (1975): "Coherence and its estimation via the partitioned modified chirp-Z transform Coherence and its estimation via the partitioned modified chirp-Z transform", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 3, pp. 257-264.
- CARTER, G., KNAPP, C., & NUTTALL, A. (1973): "Estimation of the magnitude-squared coherence function via overlapped fast Fourier transform processing", *Audio and Electroacoustics, IEEE Transactions on*, vol. 21, no. 4, pp. 337-344.
- CASH B. D. CHEY W. D. (2003), "Advances in the management of irritable bowel syndrome", *Curr.Gastroenterol.Rep.*, vol. 5, no. 6, pp. 468-475.
- CHALLIS, R. & KITNEY, R. (1991), "Biomedical signal processing (in four parts)", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 29, no. 3, pp. 225-241.
- CHAN, Y. & MISKOWICZ, R. (1984), "Estimation of coherence and time delay with ARMA models", *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 32, no. 2, pp. 295-303.
- CHAN, Y. & PARKS, D.(1982), "Estimation of coherence via ARMA modelling", *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP '82*, pp. 1096-1099.
- CHAN, Y., MISKOWICZ, R. (1983), "An ARMA modeling method for estimation of coherence and time delay An ARMA modeling method for estimation of coherence and time delay", in *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP '83*, R. Miskowicz, ed., pp. 567-570.
- CHANG, F. Y. (2005), "Electrogastrography: Basic knowledge, recording, processing and its clinical applications", *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, vol. 20, no. 4, pp. 502-516.
- CHAPA, J. O. & RAO, R. M. (2000), "Algorithms for designing wavelets to match a specified signal", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 48, no. 12, pp. 3395-3406.
- CHEN J. SCHIRMER, B.D, MCCALLUM R.W. (1993), "Measurement of Electric Activity of the Human Small Intestine Using Surface Electrodes," *IEEE Trans. BME*, vol. 40, pp. 598-602.
- CHEN J., LIN Z., MCCALLUM, R. W. (1993A), "Cancellation of motion artifacts in electrogastrogram - a comparison of time-, transform, and frequency-domain adaptive filtering", *IEEE proceedings Southeastcon*, p. 7.
- CHEN J., MCCALLUM, R. W.,(1991), "Electrogastrography: Measurement, analysis and prospective applications", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 29, pp. 339-350.
- CHEN, C. L., LIN, H. H., ORR, W. C., YANG, C. C. H., & KUO, T. B. J. (2004), "Transfer function analysis of heart rate variability in response to water intake: correlation with gastric myoelectrical activity", *Journal of Applied Physiology*, vol. 96, no. 6, pp. 2226-2230.

- CHEN, J. D. & LIN, Z. (1993), "Adaptive cancellation of the respiratory artifact in surface recording of small intestinal electrical activity", *Comput.Biol.Med.*, vol. 23, no. 6, pp. 497-509.
- CHEN, J. D. Z. (1998), "Non-invasive measurement of gastric myoelectrical activity and its analysis and applications", pp. 2802-2807.
- CHEN, J. D., LIN, Z. (1994), "Comparison of adaptive filtering in time-, transform- and frequency-domain: an electrogastrographic study", *Ann.Biomed.Eng*, vol. 22, no. 4, pp. 423-431.
- CHEN, J. D., ZOU, X., LIN, X., OUYANG, S., LIANG, J. (1999), "Detection of gastric slow wave propagation from the cutaneous electrogastrogram", *Am.J.Physiol*, vol. 277, no. 2 Pt 1, p. G424-G430.
- CHEN, J., MCCALLUM, R. W., RICHARDS, R. (1993B), "Frequency components of the electrogastrogram and their correlations with gastrointestinal contractions in humans", *Med.Biol.Eng Comput.*, vol. 31, no. 1, pp. 60-67.
- CHEN, J., VANDEWALLE, J., SANSEN, W., VANTRAPPEN, G., JANSSENS, J. (1990), "Adaptive spectral analysis of cutaneous electrogastric signals using autoregressive moving average modelling", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 28, no. 6, pp. 531-536.
- CHENG, L. K., O'GRADY, G., DU, P., EGBUJI, J. U., WINDSOR, J. A., & PULLAN, A. J. (2010), "Gastrointestinal system", *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*, vol. 2, no. 1, pp. 65-79.
- CHOI, M., SEO, M., JUNG, J., LEE, K., YOON, J., CHANG, D., & PARK, R. D. (2002), "Evaluation of canine gastric motility with ultrasonography", *J Vet.Med.Sci.*, vol. 64, no. 1, pp. 17-21.
- CHOI, S. & KIM, Y. H. (2002), "Sound-wave propagation in a membrane--duct (L)", *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 112, no. 5, pp. 1749-1752.
- CHONG J.E., LEIJA L., GUILLEMIN F., LOUIS V., (2001), "Design and construction of an intestinal noises acquisition system", 23rd annual international *Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* "building new bridges at the frontiers of engineering and medicine" October 25-28. Istanbul, Turkey
- 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.
- CODE C. F., SCHLEGEL J., (1973), "The gastrointestinal interdigestive house-keeper: motor correlates of the interdigestive myoelectric complex of the dog"., *Proc. of the IVth International Symposium on Gastrointestinal Motility*, 631-634.
- 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., SZURSZEWSKI, J. H. (1970), "The effect of duodenal and mid small bowel transection on the frequency gradient of the pacesetter potential in the canine small intestine", *The Journal of Physiology*, vol. 207, no. 2, pp. 281-289.
- COHEN, A. (1986), *Biomedical Signal Processing*, Boca Raton, FL:CRC, pp. 127-130 edn.
- COHEN, A. (2000), "Biomedical signals: origin and dynamic characteristic; frequency-domain analysis," in *The biomedical engineering handbook*, 2 edn, D. Joseph, ed., Bronzino:CRC Press/LLC.
- COHEN, L. (1989), "Time-frequency distributions-a review", *Proceedings of the IEEE*, vol. 77, no. 7, pp. 941-981.
- COHEN, L. (1995), *Time-frequency signal analysis*, Prentice Hall edn, New York.
- CRENNER F., ANGEL F., RINGWALD C., (1989): "Ag/AgCl electrode assembly for thin smooth muscle electromyography", *Med. & Eng. & Comput.*, 27:346-356.
- CRENNER F., LAMBERT A., ANGEL F., SCHANG J.C., CRENIER J.F, (1982), "Analogue automated analysis of small intestinal electromyogram", *Med & Biol Eng & Comput*, vol 20, pp. 151-158.
- CUNNINGHAM G. JAMES, (1994), "Fisiología veterinaria", (libro), INTERAMERICANA Mc GRAW HILL, México, D.F.

CVETKOVIC, D. & COSIC, I. (2007), "Inter and Intra-Hemispheric EEG Coherence Responses to Visual Stimulations", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.EMBS 2007.29th Annual International Conference of the IEEE* pp. 2839-2842.

CVETKOVIC, D. & COSIC, I. (2009), "EEG inter/intra-hemispheric coherence and asymmetric responses to visual stimulations", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 47, no. 10, pp. 1023-1034.

## D

DAE, Y., AHMED, N., & CARTER, G. (1983), "Magnitude-squared coherence function estimation: An adaptive approach", *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 31, no. 1, pp. 137-142.

DALLE D., DEVROEDE, G., THIBAUT R., PERRAULT J. (1975), "Computer analysis of bowel sounds", *Comput.Biol.Med.*, vol. 4, no. 3-4, pp. 247-256.

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 tachykinergic pathways in the canine small bowel and colon", *Neurogastroenterol. Motil.*, vol. 13, pp. 543-553.

DE SOBRAL CINTRA, R. J., TCHERVENSKY, I. V., DIMITROV, V. S., & MINTCHEV, M. R. (2004), "Optimal wavelets for electrogastrography", pp. 329-332.

DE SOBRALCINTRA R. J., TCHERVENSKY I. V., DIMITROV V. S., MINTCHEV, M. P. (2004), "Wavelet analysis in a canine model of gastric electrical uncoupling", *Physiol Meas.*, vol. 25, no. 6, pp. 1355-1369.

DE ZWART I. M., MEARADJI B., LAMB H. J., EILERS P. H. C., MASCLÉE A. A. M., DE ROOS A., KUNZ P. (2002), "Gastric Motility: Comparison of Assessment with Real-Time MR Imaging or Barostat Measurement—Initial Experience", *Radiology*, vol. 224, no. 2, pp. 592-597.

DE, P. F., D'ANGELO, L., FRIGO, G. M., CREMA, A. (1989), "Inhibitory effects of calcium channel blockers on intestinal motility in the dog", *Eur.J Pharmacol.*, vol. 168, no. 2, pp. 133-144.

DI VIRGILIO, V., BARBIERI, R., MAINARDI, L., STRANO, S., & CERUTTI, S. (1997), "A multivariate time-variant AR method for the analysis of heart rate and arterial blood pressure", *Medical Engineering & Physics*, vol. 19, no. 2, pp. 109-124.

DIAMANT, N. E. & BORTOFF, A. (1969), "Nature of the intestinal low-wave frequency gradient", *AJP - Legacy*, vol. 216, no. 2, pp. 301-307.

DINNING, P. G., ARKWRIGHT, J. W., GREGERSEN, H., O'GRADY, G., & SCOTT, S. M. (2010), "Technical advances in monitoring human motility patterns", *Neurogastroenterology & Motility*, vol. 22, no. 4, pp. 366-380.

DJURIC, P. M., KAY, S. M. (1992), "Order selection of autoregressive models", *Signal Processing, IEEE Transactions on* [see also *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on*], vol. 40, no. 11, pp. 2829-2833.

DROSSMAN, D. A. (2005), "What Does the Future Hold for Irritable Bowel Syndrome and the Functional Gastrointestinal Disorders?", *Journal of Clinical Gastroenterology*, vol. 39, no. 5.

## E

ELAMONN M. M., QUIGLEY, FRCP(GLASG,EDIN), (1996), "Gastric and small intestinal motility in health and disease", *En Gastrointestinal motility in clinical practice*, No.1, 25:113-145. Marzo.

EHRLEIN J. H. SCHEMANN M., SIEGLE, M. L. (1987), "Motor patterns of small intestine determined by closely spaced extraluminal transducers and videofluoroscopy", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 253, no. 3, p. G259-G267.

ERICKSON, J. C., OBIOHA, C., GOODALE, A., BRADSHAW, L. A., & RICHARDS, W. O. (2009), "Detection of Small Bowel Slow-Wave Frequencies From Noninvasive Biomagnetic Measurements", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 9, pp. 2181-2189.

ESCOLAR I. A., ABASCAL A. L., DIAZ D. L. (1989), *Fundamentos de Fisiología y Bases Anatómicas*; (Libro), Everest, S. A., Leon, España.

EVANS D. F., LAMONT G., STEHLING M. K., BLAMIRE A. M., GIBBS P., COXON R., HARDCASTLE J. D., MANSFIELD P. (1993), "Prolonged monitoring of the upper gastrointestinal tract using echo planar magnetic resonance imaging", *Gut*, vol. 34, no. 6, pp. 848-852.

EVERHART J. E (1994), *Digestive Diseases in the United States: epidemiology and Impact* US Department of Health and Human Services, National Institutes of Health, National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (Washington, DC: US Government Printing Office)

**F**AES, L., NOLLO, G., & ANTOLINI, R. (2001), "Investigating the level of significance of the coherence function in cardiovascular variability analysis", in *Computers in Cardiology 2001*, G. Nollo, ed., pp. 481-484.

FAMILONI, B. O., BOWES, K. L., KINGMA, Y. J., COTE, K. R. (1991), "Can transcutaneous recordings detect gastric electrical abnormalities?", *Gut*, vol. 32, no. 2, pp. 141-146.

FAMILONI, B. O., KINGMA, Y. J., & BOWES, K. L. (1987), "Noninvasive assessment of human gastric motor function", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 1, pp. 30-36.

FARRAR J. T., (1963), "Gastrointestinal smooth muscle function", *Am. J. Dig. Dis.*, 8:103-110.

FARRAR J.F., INGELFINGER J. F., (1955), "Gastrointestinal Motility as Revealed by Study of abdominal Sounds", *Gastroenterology*, Vol. 29, No. 5, pp 789-802.

FEINLE C., KUNZ P., BOESIGER P., FRIED M., & SCHWIZER W. (1999), "Scintigraphic validation of a magnetic resonance imaging method to study gastric emptying of a solid meal in humans", *Gut*, vol. 44, no. 1, pp. 106-111.

FERNANDO, K.L.; MATHEWS, V.J.; VARNER, M.W.; CLARK, E.B.(2003), "Robust estimation of fetal heart rate variability using Doppler ultrasound", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.50, pp. 950-957.

FLATT A. J. y SUMMERS R. W. (1987), "Computer analysis of intestinal motor activity", *Automedica*, vol. 7, pp. 221-236.

FLEISCHER, A. C., DOWLING, A. D. WEINSTEIN, M. L., AND JAMES, A. E., (1979), "Sonographic patterns of distended, fluid-filled bowel". *Radiology*, 133(3 Pt 1), 681-685.

FOLEY W. D. (2002), "Special Focus Session: Multidetector CT: Abdominal Visceral Imaging", *RadioGraphics*, vol. 22, no. 3, pp. 701-719.

FOUGERE P F; ZAWALICK E J; RADOSKI H R (1976), "Spontaneous line splitting in maximum entropy power spectrum analysis". *Physics of the Earth and Planetary Interiors*, 12, 201-207

FRIEDLANDER, B. & WEISS, A. J. (1994), "Effects of model errors on waveform estimation using the MUSIC algorithm", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 42, no. 1, pp. 147-155.

FRIEDLANDER, B. (1990), "A sensitivity analysis of the MUSIC algorithm", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 38, no. 10, pp. 1740-1751.

FROELICH J. M., PATAK M. A., VON W. C., JULI C. F., ZOLLIKOFER C. L., WENTZ K. U. (2005), "Small bowel motility assessment with magnetic resonance imaging", *J. Magn Reson. Imaging*, vol. 21, no. 4, pp. 370-375.

**G**ARCIA CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., PONCE, J. L. (2005A), "Noninvasive measurement and analysis of intestinal myoelectrical activity using surface electrodes", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 6, pp. 983-991.

GARCIA, C. J. (2005), *Identificación de la señal mioeléctrica del intestino delgado registrada en superficie externa abdominal. comparativa con registros internos*, Doctorado, Universidad Politécnica de Valencia.

- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., & PONCE, J. L. (2006), "Adaptive filtering of ECG interference on surface EEnGs based on signal averaging", *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 6, pp. 509-527.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., MESEGUER, M., & PONCE, J. L. (2004), "Stationarity study of the myoelectrical signal recorded from small bowel", *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2004. Conference Proceedings. 26th Annual International Conference of the*, vol. 1, pp. 110-113.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., PONCE, J. L. (2003), "Effect of abdominal layers on surface electroenterogram spectrum", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 2543-2546.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., PRATS-BOLUDA, G., BERTELLI, J., & PONCE, J. L. (2005B), "Adaptive Spectrogram for Surface EEnG Analysis", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the* pp. 841-844.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SILVESTRE, J., SAIZ, J., & PONCE, J. L. (2002A), "Identification of surface recordings of electroenterogram through time-frequency analysis", *4th International Workshop on Biosignal Interpretation*.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SILVESTRE, J., SAIZ, J., & PONCE, J. L. (2002B), "Time-frequency quantification of the small bowel myoelectrical surface recording", [*Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*] *EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, vol. 1, pp. 139-140.
- GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SILVESTRE, J., SAIZ, J., PONCE, J. L., & PRATS-BOLUDA, G. (2001), "Relationship between intestinal motility indexes from internal and surface recordings of electroenterogram", pp. 2016-2019.
- GARCIA-CASADO, J., PRATS-BOLUDA, G., PEREZ, J. J., YE, Y., & MARTINEZ-DE-JUAN, J. L. (2009), "Characterization of the sensitivity of a TCB laplacian sensor for surface EEnG recordings", in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2308-2311.
- GARNER C. G., EHRENREICH H. (1989), "Non-invasive topographic analysis of intestinal activity in man on the basis of acoustic phenomena", *Research in Experimental Medicine*, vol. V189, no. 2, pp. 129-140.
- GAROOSI, V. JANSEN, B.H. (2000), "Development and evaluation of the piecewise Prony method for evoked potential analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, pp 1549-1554.
- GATH, I., FEUERSTEIN, C., PHAM, D. T., & RONDOUIN, G. (1992), "On the tracking of rapid dynamic changes in seizure EEG", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 39, no. 9, pp. 952-958.
- GERSON, LAUREN B.; FLODIN, JASON T.; MIYABAYASHI, KENICHI, (2008), "Balloon-assisted enteroscopy: technology and troubleshooting", *Gastrointestinal Endoscopy*, Vol. 68, Issue 6, pp 1158-1167.
- GILL R. C., KELLOW J. E., BROWNING C., WINGATE D. L. (1990), "The use of intraluminal strain gauges for recording ambulant small bowel motility", *Am. J. Physiol.*, 258, G610-615.
- GIMONDO, P. AND MIRK, P., (1997), "A new method for evaluating smaller intestinal motility using duplex Doppler sonography". *A. J. R.*, 168, 187-192.
- GIMONDO, P. LA, B. A. (1995), "Experimental use of duplex Doppler ultrasonography in the evaluation of intestinal motility in occlusive syndromes", *Radiol. Med. (Torino)*, vol. 89, no. 3, pp. 264-269.
- GIMONDO, P., LA BELLA A., MIRK, P. AND TORSOLI, A., (1995), "Duplex-Doppler evaluation of intestinal peristalsis in patients with bowel obstruction". *Abdom. Imaging*, 20, 33-36.
- GOLDBERG H. I. MARGULIS A. R. (2000), "Gastrointestinal Radiology in the United States: An Overview of the Past 50 Years", *Radiology*, vol. 216, no. 1, pp. 1-7.
- GÓMEZ RODRÍGUEZ B. J., ROMERO CASTRO R., HERGUETA DELGADO P., PELLICER BAUTISTA F. J. HERRERIAS GUTIERREZ J. M. (2002), "Rendimiento De La Enteroscopia", *REV. MED. HOSP. GEN. MEX.*, 65(4), P 201-206.

- GREGERSEN H., ORVAR K., CHRISTENSEN J., (1992), "Biomechanical properties of the duodenal wall and duodenal tone during phase I and Phase II of the MMC". *Am J. Physiol*, 263:G197-G205.
- GREWAL, M., GREWAL, M., NING, T., & BRONZINO, J. D., (1988), "Coherence analysis of EEG via multichannel AR modeling", in *Bioengineering Conference, 1988., Proceedings, Fourteenth Annual Northeast*, T. Ning, ed., pp. 245-248.
- GUEVARA, M. A. & CORSI-CABRERA, M. (1996), "EEG coherence or EEG correlation?", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 23, no. 3, pp. 145-153.
- GULER, I. & UBEYLI, E. D. (2007), "Expert systems for time-varying biomedical signals using eigenvector methods", *Expert Systems with Applications*, vol. 32, no. 4, pp. 1045-1058.
- GULER, I. & UBEYLI, E. D.,(2005), "Eigenvector methods for automated detection of time-varying biomedical signals", p. 6.
- GUYTON A. C., HALL J. E (1996), "Tratado de Fisiología Médica", Interamericana Mc Graw Hill, Madrid, Esp.
- H**HAGHIGHI-MOOD, A. & TORRY, J. N. (1996), "Application of advanced signal processing techniques in analysis of heart sound", pp. 8-1-8/5.
- HAGHIGHI-MOOD, A. & TORRY, J. N. (1996), "Coherence analysis of multichannel heart sound recording", *Computers in Cardiology 1996* pp. 377-380.
- HANSEN, M. B. (2002), "Small intestinal manometry", *Physiol Res.*, vol. 51, no. 6, pp. 541-556.
- HARA Y., Kubota M., Szurszewski, J. H. 1986, "Electrophysiology of smooth muscle of the small intestine of some mammals", *The Journal of Physiology*, vol. 372, no. 1, pp. 501-520.
- HARY D., BEKEY G. A. ANTONELLI D. J., (1987), "Circuit models and simulation analysis of electromyographic signal source. I. The impedance of EMG electrodes", *IEEE Trans. BME*, 34:91-97.
- HASAN, M. K., HOSSAIN, N. M., & NAYLOR, P. A. (2005), "Autocorrelation model-based identification method for ARMA systems in noise", *Vision, Image and Signal Processing, IEE Proceedings-*, vol. 152, no. 5, pp. 520-526.
- HASSAN, M., TERRIEN, J., KARLSSON, B., & MARQUE, C. (2010), "Application of wavelet coherence to the detection of uterine electrical activity synchronization in labor", *IRBM*, vol. 31, no. 3, pp. 182-187.
- HAUSKEN, T., ODEGARD, S., MATRE, K. AND BERSTAD, A. (1992), "Antroduodenal motility and movements of luminal contents studied by duplex sonography".(abstract), *Gastroenterology*, 102,1583-1590.
- HAYES MONSON H., (1996), "Statistical Digital Signal Processing and Modeling", *John Wiley & Sons*, Inc, New York.
- HAYKIN SIMON, BARRY VAN VEEN, (2001), "Señales y sistema", Limusa Wiley,México.
- HEGDE, S. S., SEIDEL, S. A., LADIPO, J. K., BRADSHAW, L. A., HALTER, S., & RICHARDS, W. O. (1998), "Effects of Mesenteric Ischemia and Reperfusion on Small Bowel Electrical Activity", *Journal of Surgical Research*, vol. 74, no. 1, pp. 86-95.
- HENEYKE, S., SMITH, V. V., SPITZ, L., & MILLA, P. J. (1999), "Chronic intestinal pseudo-obstruction: treatment and long term follow up of 44ápatients", *Archives of Disease in Childhood*, vol. 81, no. 1, pp. 21-27.
- HERRERÍAS, JUAN MANUEL, MASCARENHAS-SARAIVA, MIGUEL (2007), "Atlas of Capsule Endoscopy. Sevilla. Sulime".
- HILL'S PET NUTRITION, (2005), <http://www.hillspet.com/dog-care/dog-disease-gastrointestinal-disorders.html>
- HOENIG, H. E., DAALMANS, G. M., BAR, L., BOMMEL, F. R., PAULUS, A., UHL, D., WEISSE, H. J., SCHNEIDER, S., SEIFERT, H., REICHENBERGER, H., & BRAHAM-FUCHS, K. (1991), "Multichannel DC SQUID sensor array for biomagnetic applications", *Magnetics, IEEE Transactions on*, vol. 27, no. 2, pp. 2777-2785.



- HOLM, S. & OTTESEN, G. (1986), "Bias in the cross spectrum and time delay estimates due to misalignment", *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 34, no. 6, pp. 1662-1665.
- HUALOU, L. & ZHIYUE, L. (2002), "Stimulus artifact cancellation in the serosal recordings of gastric myoelectric activity using wavelet transform", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 49, no. 7, pp. 681-688.
- HUO, Y. BANSAL, R. ZHU, Q. (2004), "Modeling of noninvasive microwave characterization of breast tumors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, pp. 1089-1094.
- HUSEBYE E., (1999), "The patterns of small bowel motility: physiology and implications in organic disease and functional disorders", *En Neurogastroenterology and motility*, 11:141-161.

**I**DDAN G., MERON G., GLUKHOVSKY A., SWAIN P. (2000), "Wireless capsule endoscopy", *Nature*, vol. 405, no. 6785, p. 417.

IMAM H., SANMIGUEL C., LARIVE B., BHAT Y., SOFFER E. 2004, "Study of intestinal flow by combined videofluoroscopy, manometry, and multiple intraluminal impedance", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 286, no. 2, p. G263-G270.

IRIMIA, A., CHENG, L. K., BUIST, M. L., PULLAN, A. J., BRADSHAW, L. A. (2006), "An integrative software package for gastrointestinal biomagnetic data acquisition and analysis using SQUID magnetometers", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 83, no. 2, pp. 83-94.

IRIMIA, A., RICHARDS, W. O., & BRADSHAW, L. A. (2006), "Magnetogastrographic detection of gastric electrical response activity in humans", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, no. 5, pp. 1347-1360.

ISAKSSON, A., WENNERBERG, A., & ZETTERBERG, L. H. (1981), "Computer analysis of EEG signals with parametric models", *Proceedings of the IEEE*, vol. 69, no. 4, pp. 451-461.

**J**ANSSENS, W., VANDENBOGAERDE, H., CAENEPEEL, P., JANSSENS, J., VANTRAPPEN, G. (1992), "Relation between slow-wave frequency and spiking activity during the migrating myoelectric complex in dogs", *Pflugers Arch.*, vol. 421, no. 5, pp. 492-496.

JIN, W., YONGJUN, Z., & ZHIGANG, W. (2008), "A MUSIC like DOA estimation method for signals with low SNR", *Millimeter Waves, 2008.GSMM 2008.Global Symposium on* pp. 321-324.

JOHNSON C.P., SARNA S. K., BAYTIYEH R. ZHU, Y. R., COWLES V.E., TELFORD G. L., ROZA A. M., ADAMS M. B. (1997), "Postprandial motor activity and its relationship to transit in the canine ileum", *Surgery*, vol. 121:182-189.

JOHNSON, D. & DEGRAAF, S. (1982), "Improving the resolution of bearing in passive sonar arrays by eigenvalue analysis", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 30, no. 4, pp. 638-647.

JONDERKO, K., KASICKA-JONDERKO, A., KRUSIEC-SWIDERGOL, B., DZIELICKI, M., STROJ, L., DOLINSKI, M., DOLINSKI, K., BLONSKA-FAJFROWSKA, B. (2005), "How reproducible is cutaneous electrogastrography? An in-depth evidence-based study", *Neurogastroenterol.Motil.*, vol. 17, no. 6, pp. 800-809.

JONES, R. (1974), "Identification and autoregressive spectrum estimation", *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 6, pp. 894-898.

JUNG, Y. W. & PARK, S. O. (2001), "Application of the autoregressive method to the spectral analysis of a flow signal", *Experiments in Fluids*, vol. 31, no. 6, pp. 608-614.

JUN-SEOK, L. & SUNG, K. M. (1996), "Prony based radar target modelling using modified regularised SVD", *Electronics Letters*, vol. 32, no. 1, pp. 64-65.

**K**ALUZYNSKI, K. (1989), "Order selection in Doppler blood flow signal spectral analysis using autoregressive modelling", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 27, no. 1, pp. 89-92.

- KAMINSKI, M., ZYGIEREWICZ, J., KUS, R., & CRONE, N. (2005), "AnalKaminskysis of multichannel biomedical data", *Acta Neurobiol.Exp.(Wars.)*, vol. 65, no. 4, pp. 443-452.
- KASHYAP, R. (1980), "Inconsistency of the AIC rule for estimating the order of autoregressive models", *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 25, no. 5, pp. 996-998.
- KAVEH, M. & BARABELL, A. (1986), "The statistical performance of the MUSIC and the minimum-norm algorithms in resolving plane waves in noise", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 34, no. 2, pp. 331-341.
- KAY STEVEN. M., (1988), "Modern Spectral Estimation: Theory and Aplication", *Englewood Cliffs, NJ*. Prenttice Hall.
- KAY, S. (1979), "The effects of noise on the autoregressive spectral estimator", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 27, no. 5, pp. 478-485.
- KAY, S. M. & MARPLE, S. L., JR. (1981), "Spectrum analysis\_A modern perspective", *Proceedings of the IEEE*, vol. 69, no. 11, pp. 1380-1419.
- KELLOW J. E., PHILLIPS S. F., ET AL., (1986), " Human interdigestive motility: Variations in patterns from esophagus to colon", *Gastroenterology*, 91:386-395.
- KEOGAN, M. T. EDELMAN, R. R. (2001), "Technologic Advances in Abdominal MR Imaging", *Radiology*, vol. 220, no. 2, pp. 310-320.
- KHALIL, M. & DUCHENE, J. (2000), "Uterine EMG analysis: a dynamic approach for change detection and classification", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, no. 6, pp. 748-756.
- KHALIL, M. & DUCHENE, J. (2000), "Uterine EMG analysis: a dynamic approach for change detection and classification", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, no. 6, pp. 748-756.
- KITLAS, A., OCZERETKO, E., SWIATECKA, J., BOROWSKA, M., & LAUDANSKI, T. (2009), "Uterine contraction signals--Application of the linear synchronization measures", *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, vol. 144, no. Supplement 1, p. S61-S64.
- KIYONO, K., STRUZI, Z. R., AOYAGI, N., & YAMAMOTO, Y. (2006), "Multiscale probability density function analysis: non-Gaussian and scale-Invariant fluctuations of healthy human heart rate", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 1, pp. 95-102.
- KLEIN, A., SAUER, T., JEDYNAK, A., & SKRANDIES, W. (2006), "Conventional and wavelet coherence applied to sensory-evoked electrical brain activity", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 2, pp. 266-272.
- KNAPP, C. & CARTER, G. (1976), "The generalized correlation method for estimation of time delay", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 24, no. 4, pp. 320-327.
- KOLES, Z. J. & SOONG, A. C. K. (1998), "EEG source localization: implementing the spatio-temporal decomposition approach", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 107, no. 5, pp. 343-352.
- KONSTANTINIDES, K. (1991), "Threshold bounds in SVD and a new iterative algorithm for order selection in AR models", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 39, no. 5, pp. 1218-1221.
- KORHONEN, I., TAKALO, R., & TURJANMAA, V. (1996), "Multivariate autoregressive model with immediate transfer paths for assessment of interactions between cardiopulmonary variability signals", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, no. 3, pp. 199-206.
- KOYANAGI, M., KASAI, N., CHINONE, K., NAKANISHI, M., KOSAKA, S., HIGUCHI, M., KADO, H. (1989), "An integrated DC SQUID gradiometer for biomagnetic application", *Magnetics, IEEE Transactions on*, vol. 25, no. 2, pp. 1166-1169.
- KRANTIS A., GLASGOW I., MCKAY A. E., MATTAR K., JOHNSON F. (1996), "A method for simultaneous recording and assessment of gut contractions and relaxations in vivo", *Can.J Physiol Pharmacol.*, vol. 74, no. 8, pp. 894-903.

- KRIM, H. & VIBERG, M. (1996), "Two decades of array signal processing research: the parametric approach", *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 13, no. 4, pp. 67-94.
- KUHN, J. & KUHN, J. (1978), "Detection performance of the smooth coherence transform (SCOT)", in *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP '78*, pp. 678-683.
- KUMARESAN, R. & TUFTS, D. (1982), "Estimating the parameters of exponentially damped sinusoids and pole-zero modeling in noise", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 30, no. 6, pp. 833-840.
- LADIPO, J. K., BRADSHAW, L. A., HEGDE, S. S., WIKSWO, J. P., JR., & RICHARDS, W. O. (1997), "In vivo detection of normal and pathologic bowel electrical activity using a SQUID magnetometer", pp. 2388-2389.
- LAMBERT, A., ELOY, R., GRENIER, J. F. (1976), "Transducer for recording electrical and mechanical chronic intestinal activity", *Journal of Applied Physiology*, vol. 41, no. 6, pp. 942-945.
- LAMMERS, W. J. E. P., DONCK, L. V., SCHUURKES, J. A. J., STEPHEN, B. (2003), "Longitudinal and circumferential spike patches in the canine small intestine in vivo", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 285, no. 5, p. G1014-G1027.
- LAMMERS, W. J. E. P., SLACK, J. R. (2001), "Of Slow Waves and Spike Patches", *News in Physiological Sciences*, vol. 16, no. 3, pp. 138-144.
- LAMMERS, W. J., VER, D. L., SCHUURKES, J. A., STEPHEN, B. (2005), "Peripheral pacemakers and patterns of slow wave propagation in the canine small intestine in vivo", *Can.J Physiol Pharmacol.*, vol. 83, no. 11, pp. 1031-1043.
- LAUENSTEIN T. C., SCHNEEMANN H., VOGT F. M., HERBORN C. U., RUHM S. G. DEBATIN J. F. (2003), "Optimization of Oral Contrast Agents for MR Imaging of the Small Bowel", *Radiology*, vol. 228, no. 1, pp. 279-283.
- LEVANON, D., ZHANG, M., & CHEN, D. Z. (1998), "Efficiency and Efficacy of the Electrogastrogram", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. V43, no. 5, pp. 1023-1030.
- LIANG, H. (2005), "Extraction of gastric slow waves from electrogastrograms: Combining independent component analysis and adaptive signal enhancement", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, no. 2, pp. 245-251.
- LIANG, H., LIN, Z., & MCCALLUM, R. W. (2000), "Artifact reduction in electrogastrogram based on empirical mode decomposition method", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 38, no. 1, pp. 35-41.
- LIANG, H., LIN, Z., & MCCALLUM, W. (2000), "Application of combined genetic algorithms with cascade correlation to diagnosis of delayed gastric emptying from electrogastrograms", *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, no. 3, pp. 229-234.
- LIAVAS, A. P. & REGALIA, P. A. (2001), "On the behavior of information theoretic criteria for model order selection", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 49, no. 8, pp. 1689-1695.
- LIN YUE ZHI; CHEN Z. DE JIAN; (1994), "Time-Frequency Representation of the Electrogastrogram – Application of the Exponential Distribution"; *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. Vol. 41, No. 3, March.
- LIN ZHIYUE, CHEN J.D.Z. (2002), "Advances in Gastrointestinal Electrical Stimulation", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 30(4–6), pp.447–485.
- LIN, H. C. (2004), "Small Intestinal Bacterial Overgrowth: A Framework for Understanding Irritable Bowel Syndrome", *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, vol. 292, no. 7, pp. 852-858.
- LINKENS, D. A. & CANNELL, A. E. (1974), "Interactive graphics analysis of gastrointestinal electrical signals", *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 21, no. 4, pp. 335-339.
- LOMAS, D. J., GRAVES, M. J. (1999), "Small bowel MRI using water as a contrast medium", *The British Journal of Radiology*, vol. 72, no. 862, pp. 994-997.

LOUCKES H. S., QUIGLEY J. P., KERSAY J., (1960), "Introductrograph method of recording muscle activity especial pyloric sphinter physiology", *Am. J. Physiol.*, 199:301-310.

LUGANNANI, R. (1981), "Distribution of the sample magnitude-squared coherence obtained using overlapped Fourier transforms", in *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP '81*, pp. 1243-1246.

LUTZ H. (1976), "Ultrasound patterns of space occupying lesions of the stomach and the intestine". *Ultrasound Med Biol*; 2:129-32.

**M**ADL, C. & DRUML, W. (2003), "Systemic consequences of ileus", *Best Practice & Research Clinical Gastroenterology*, vol. 17, no. 3, pp. 445-456.

MADRID S. ANA M, QUERA P. RODRIGO, DEFILIPPI C. (1999), "Valor De La Manometria Intestinal En La Patologia Gastrointestinal", *Rev. Med. De Chile*, V.127, No 10, Santiago, Oct.

MAKHOUL, J. (1975), "Linear prediction: A tutorial review", *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, no. 4, pp. 561-580.

MALLAT, S. G. (1999), *A wavelet tour of signal processing*, 2 edn, Academic Press, Sandiego, California.

MANOLAKIS, D. G., INGLE, V. K., & KOGON, S. M. (2005), *Statistical and Adaptive Signal Processing*, Artech House, Boston, UK. edn.

MANSOUR, S., DEVEDEUX, D., GERMAIN, G., MARQUE, C., & DUCHENE, J. (1996), "Uterine EMG spectral analysis and relationship to mechanical activity in pregnant monkeys", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, no. 2, pp. 115-121.

MANSOUR, S., DUCHENE, J., GERMAIN, G., & MARQUE, C (1991), "Uterine EMG : Experimental And Mathematical Determination Of The Relationship Between Internal And External Recordings", in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol.13, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, J. Duchene, ed., pp. 485-486.

MARCHANT, B. P. (2003), "Time-frequency Analysis for Biosystems Engineering", *Biosystems Engineering*, vol. 85, no. 3, pp. 261-281.

MARIMON J. (1907), "Bëitragè zur Kenntnis der Dambeivegungen" *inaugural Dissertation. Gschade*. Berlin.

MARPLE S. LAWRENCE Jr., (1987), "Digital Spectral Analysis", *Prentice Hall P T R. Eglewood Cliffs*, New Jersey

MARPLE, L. (1977), "Resolution of conventional Fourier, autoregressive, and special ARMA methods of spectrum analysis", pp. 74-77.

MARPLE, L.(1979), "Spectral line analysis by Pisarenko and Prony methods", *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP '79*, pp. 159-161.

MARPLE, S. L., JR. & MARINO, C. (2004), "Coherence in signal processing: a fundamental redefinition", *Signals, Systems and Computers. Conference Record of the Thirty-Eighth Asilomar Conference on*, vol. 1, pp. 1035-1038.

MARPLE, S. L., Jr. (1989), "A tutorial overview of modern spectral estimation", *Acoustics, Speech, and Signal Processing, ICASSP-89.*, 1989 International Conference on, pp. 2152-2157.

MARPLE, S. L., JR. (1998), "Time-frequency signal analysis: issues and alternative methods", pp. 329-332.

MARTINEZ DE JUAN J. L., (1998), "Estudio de la motilidad intestinal mediante el análisis tiempo-frecuencia del electroenterograma", tesis doctoral, Universidad Politècnica de Valencia, Valencia, España.

MARTÍNEZ DE JUAN J.L, SAIZ F.J, PONCE J.L., MESEGUER M., SANCHO-FORNOS S, (1997), "Intestinal Motility: Correlation between the Pressure and the Electrical Signal from the Small Gut", *19th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Chicago EUA.

- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., GARCIA-CASADO, J., SILVESTRE, J., PRATS, G., SAIZ, J., & PONCE, J. L. (2002), "Time-frequency identification of the slow wave in external electroenterogram", [*Engineering in Medicine and Biology, 2002.24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*] *EMBS/BMES Conference, 2002.Proceedings of the Second Joint*, vol. 1, pp. 120-121.
- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., GARCIA-CASADO, J., YE, Y., GUARDIOLA, J. L., & PONCE, J. L. (2006), "Signal Noise Ratio of Small Intestine Myoelectrical Signal Recorded from External Surface", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006.EMBS '06.28th Annual International Conference of the IEEE* pp pp. 1653-1656.
- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SAIZ, F. J., PONCE, J. L., MESEGUER, M., & SANCHO-FORNOS, S. (1998), "Retrieval of the small intestinal pressure from time-frequency analysis of the electroenterogram", *Engineering in Medicine and Biology Society, 1998.Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 1505-1508.
- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SAIZ, F. J., SILVESTRE, J., & PONCE, J. L. (2001), "Identification of the slow wave of small bowel myoelectrical activity by surface recording", pp. 2024-2027.
- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SAIZ, J., MESEGUER, M., & PONCE, J. L. (2000), "Small bowel motility: relationship between smooth muscle contraction and electroenterogram signal", *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, no. 3, pp. 189-199.
- MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., SAIZ, J., SILVESTRE, J., MESEGUER, M., & PONCE, J. L. (2000), "Surface recording of small bowel electrical activity", *Engineering in Medicine and Biology Society, .Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1349-1351.
- MASAKI, A., JIE, L., LIWEI, Q., & CHEN, J. D. Z. (2000), "Distension-Induced Myoelectrical Dysrhythmia and Effect of Intestinal Pacing in Dogs", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. V45, no. 1, pp. 129-135.
- MATHEW, R. & DUTT, D. N., (1991), "Spectral estimation of short segments of EEG signals using least squares waveshaping filters", in *TENCON '91.1991 IEEE Region 10 International Conference on EC3-Energy, Computer, Communication and Control Systems*, pp. 241-245.
- MAY, ANDREA (2008), "Performing Double-Balloon Enteroscopy: The Utility of the Erlangen EndoTrainer", *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 10, no. 2, pp 54-58.
- McCONNELL E. A. (1994), "Loosening the Grip of Intestinal Obstructions", *Nursing*, Vol. 24, No. 3, pp 34-41.
- MEARIN F., MALAGELADA J. R., (1993), "Gastrointestinal manometry: A practical tool or a research technique", *J. Clin. Gastroenterol.*, vol. 16:281-291.
- MEDEL, C., POUSSE, A., & GRENIER, F. (1984), "Relationship of electrical slow wave and spike bursts in the dog jejunum in vivo", *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, vol. 62, no. 10, pp. 1315-1319.
- MEREDITH, R. W. & NAGLE, S. M. (1999), "Coherence estimation for high-frequency narrowband cw pulsed signals in shallow water", *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 106, no. 2, pp. 828-836.
- MINTCHEV MP ET NL., (1993), "Accuracy of cutaneous recordings of gastric electrical activity". *Gastro* 104:1273-1280.
- MINTCHEV, M. P. & BOWES, K. L. (1998), "Computer simulation of the effect of changing abdominal thickness on the electrogastrogram", *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, no. 3, pp. 177-181.
- MINTCHEV, M. P. BOWES, K. L. (1996), "Extracting quantitative information from digital electrogastrograms", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, no. 3, pp. 244-248.
- MINTCHEV, M. P., GIRARD, A., & BOWES, K. L. (2000), "Nonlinear adaptive noise compensation in electrogastrograms recorded from healthy dogs", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, no. 2, pp. 239-248.
- MINTCHEV, M. P., RASHEV, P. Z., & BOWES, K. L. (2000), "Misinterpretation of Human Electroastrograms Related to Inappropriate Data Conditioning and Acquisition Using Digital Computers", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 45, no. 11, pp. 2137-2144.

- MINTCHEV, M. P., STICKEL, A., OTTO, S. J., & BOWES, K. L. (1997), "Reliability of percent distribution of power of the electrogastrogram in recognizing gastric electrical uncoupling", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, no. 12, pp. 1288-1291.
- MONSON H.HAYES (1996), "Statistical digital signal processing and modeling", John Wiley & Sons, Inc., United States of America.
- MORAES, E. R., TRONCON, L. E. A., BAFFA, O., OBA-KUNYIOSHI, A. S., WAKAI, R., & LEUTHOLD, A. (2003), "Adaptive, autoregressive spectral estimation for analysis of electrical signals of gastric origin", *Physiological Measurement*, vol. 24, no. 1, pp. 91-106.
- MORENO-VAZQUEZ, J. J., MARTINEZ-DE JUAN, J. L., GARCIA-CASADO, J., & PONCE, J. L. (2003), "Autoregressive spectral analysis of electroenterogram (EEnG) for basic electric rhythm identification", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 2539-2542.
- MORGAN N. H. AND GEVINS A. S., (1986), "Wigner distributions of human eventrelated brain potentials," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, pp. 6670.
- MULHOLLAND, R. J., CRUZ, J. R. HILL, J. (1986), "State-variable canonical forms for Prony's method". *International Journal of Systems Science*. Vol. 17, no. 1, pp. 55-64.
- MULLER, T., LAUK, M., REINHARD, M., HETZEL, A., LUCKING, C. H., & TIMMER, J. (2003), "Estimation of Delay Times in Biological Systems", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 31, no. 11, pp. 1423-1439.
- N**ARASIMHAN, S. V., REDDY, G. R., PLOTKIN, E. I., & SWAMY, M. N. S. (1995), "Group delay based magnitude square coherence estimation by an ARMA model", *Signal Processing*, vol. 46, no. 3, pp. 285-296.
- 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.
- NGUYEN H. N., SILNY J., MATERN S. (1999), "Multiple intraluminal electrical impedancometry for recording of upper gastrointestinal motility: current results and further implications", *The American Journal of Gastroenterology*, vol. 94, no. 2, pp. 306-317.
- NGUYEN, H. N., SILNY, J., WULLER, S., MARSCHALL, H. U., RAU, G., & MATERN, S. (1995), "Chyme transport patterns in human duodenum, determined by multiple intraluminal impedancometry", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 268, no. 4, p. G700-G708.
- NOLTE, G. & CURIO, G. (1999), "The effect of artifact rejection by signal-space projection on source localization accuracy in MEG measurements", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 4, pp. 400-408.
- O**IGAARD, A. DORPH, S. (1974A), "The relative significance of electrical spike potentials and intraluminal pressure waves as quantitative indicators of motility", *Am J Dig.Dis.*, vol. 19, no. 9, pp. 797-803.
- OIGAARD, A. DORPH, S. (1974B), "Quantitative analysis of motility recordings in the human small intestine", *Am J Dig.Dis.*, vol. 19, no. 9, pp. 804-810.
- OLIVA GLORIA, ALMAZAN CARI, DE SOLA-MORALES ORIOL (2003), "Capacidad Diagnostica Y Seguridad De La Capsula Endoscopica En La Patologia Del Intestino Delgado", Agència d'Avaluació de Tecnologia i Recerca Mèdiques
- OPPENHEIM A. V., SCHAFFER R. W.(1989), "Discrete-time signal processing", Prentice-Hall, New Jersey.
- OTTERSON M. F., SARR M. G. (1993), "Fisiología normal de la Motilidad del Intestino Delgado", *Clinicas Quirúrgicas de Norteamérica*, 6:1229-1249.

- OUYANG A., SUNSHINE A., REYNOLDS J., (1989), "Caloric content of a meal affects duration but not contractile pattern of duodenal motility in man"., *Dig. Dis. Sci.*, 34:528-536.
- OZCAN GULCUR, H. & BAHADIRLAR, Y. (1998), "Estimation of systolic blood pressure from the second heart sounds", pp. 39-41.
- P**ALANIAPPAN R., RAVEENDRAN P., NISHIDA SHOGO, SAIWAKI NAOKI, (2000), "Autoregressive Spectral Analysis Criteria for EEG Signal", *Proceedings TECON 2000*, vol: 2, pp. 126 – 129.
- PARK, H. (2006), "The pathophysiology of irritable bowel syndrome: inflammation and motor disorder", *Korean J Gastroenterol.*, vol. 47, no. 2, pp. 101-110.
- PARKMAN, H. P., HASLER, W. L., BARNETT, J. L., EAKER, E. Y. (2003), "Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force", *Neurogastroenterol.Motil.*, vol. 15, no. 2, pp. 89-102.
- Parzen, E. (1974), "Some recent advances in time series modeling", *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 6, pp. 723-730.
- PATAK M. A., FROEHLICH J. M., VON WEYMARN C., RITZ M. A., ZOLLIKOFER C. L., WENTZ K. U. (2001), "Non-invasive distension of the small bowel for magnetic-resonance imaging", *The Lancet*, vol. 358, no. 9286, pp. 987-988.
- PATTON, R. J., PATTON, R. J., MILES, M., & TAYLOR, P. (1991), "Use of the coherence function for a comparison of test signals for frequency domain identification", *Control, International Conference on*, M. Miles, ed., pp. 651-657.
- PENNINCK, D. G., NYLAND, T. G., FISHER, P. E. AND KERR, L. Y., (1989), "Ultrasonography of the normal canine gastrointestinal tract". *Veterinary Radiology*, 30(6), 272-276.
- PEREZ-CUADRADO E, MÁ S P., HALLAL H., SHANABO J., MUÑOZ E., ORTEGA I., LÓPEZ MARTÍN A., TORRELLA E., LÓPEZ HIGUERAS A. MARTÍN A., CARBALLO F. (2006), "Enteroscopia de doble balón: estudio descriptivo de 50 exploraciones". *Rev. esp. enferm. dig.* 2006, vol.98, n.2, pp. 73-81. ISSN 1130-0108.
- PFISTER, C. J., HAMILTON, J. W., NAGEL, N., BASS, P., WEBSTER, J. G., & TOMPKINS, W. J. (1988), "Use of spectral analysis in the detection of frequency differences in the electrogastrograms of normal and diabetic subjects", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 11, pp. 935-941.
- POLITZER J., DEVROEDE G., VASSEUR C., GERARD J., THIBAUT R., (1976), "The Genesis of Bowel Sounds: Influence of Viscus and Gastrointestinal content", *Gastroenterology*, Vol. 71, pp 282-285.
- PONCE-DAVALOS, J. L. & SHKVARKO, Y. V. (2005), "Spectral Characterization via Fusing Modified Prony Method with High Resolution Nonparametric Spectral Estimators", *Latin America Transactions, IEEE (Revista IEEE America Latina)*, vol. 3, no. 3, pp. 32-44.
- PORAT, B. & FRIEDLANDER, B. (1987), "On the accuracy of the Kumaresan-Tufts method for estimating complex damped exponentials", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 2, pp. 231-235.
- PORAT, B. & FRIEDLANDER, B. (1988), "Analysis of the asymptotic relative efficiency of the MUSIC algorithm", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 36, no. 4, pp. 532-544.
- POUSSE, A., MENDEL, C., APRAHAMIAN, M., KACHELHOFFER, J., BALBONI, G., & PLAS, A. (1987), "A slow wave frequency complex of the canine small intestine during the fasting state", *Can.J.Physiol Pharmacol.*, vol. 65, no. 6, pp. 1132-1135.
- PRATS-BOLUDA, G., GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., & PONCE, J. L. (2007), "Identification of the slow wave component of the electroenterogram from Laplacian abdominal surface recordings in humans", *Physiol Meas.*, vol. 28, no. 9, pp. 1115-1133.
- PRATS-BOLUDA, G., GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., & YE-LIN, Y. (2011), "Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals", *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, no. 4, pp. 446-455.

- PRATS-BOLUDA, G., MARTINEZ, J. L., SILVESTRE, J., SAIZ, F. J., PONCE, J. L., & GARCIA-CASADO, J. (2001), "Laplacian electrode to record small bowel myoelectrical activity from abdominal surface", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001.Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 3070-3073.
- PRATS-BOLUDA, G., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., GARCIA-CASADO, J., GUARDIOLA, J. L., & PONCE, J. L. (2006), "Discrete Laplacian Recordings of the Electroenterogram from Abdominal Surface in Humans", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006.EMBS '06.28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6080-6083.
- PRIESTLEY M.B. (1981), *Spectral Analysis and Time Series* Academic Press Inc., New York.
- PRIHODA, M., FLATT, A., & SUMMERS, R. W. (1984), "Mechanisms of motility changes during acute intestinal obstruction in the dog", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 247, no. 1, p. G37-G42.
- PROAKIS, G. J. & MANOLAKIS, G. G. (1996), *Digital Signal processing. Principles, algorithms and Applications*, Third Edition edn, Prentice Hall International.
- Q**UIGLEY E. M., DEPRez P. H., HELLSTROM P., HUSEBYE E., SOFFER E. E., STANGHELLINI V., SUMMERS R. W., WILMER A., WINGATE D. L. (1997), "Ambulatory intestinal manometry: a consensus report on its clinical role," *Dig. Dis. Sci.*, vol. 42:2395-2400.
- QUIGLEY E.M., (1987), "Small intestinal motor activity - its role in gut homeostasis in health and disease". *Q. J. Med* 65:799.
- QUIGLEY E.M., (1992), "Intestinal manometry--technical advances, clinical limitations", *Dig.Dis.Sci.*, vol. 37, no. 1, pp. 10-13.
- QUIGLEY E.M., (1996), "Gastric and small intestinal motility in health and disease", *Gastroenterol.Clin.North Am.*, vol. 25, no. 1, pp. 113-145.
- QUIGLEY E.M.M, DONOVAN M.J., LANE M. J., GALLAGHER T.F., (1992), "Antroduodenal manometry. Usefulness and limitations as an outpatient study", *Dig. Dis. Sci.*, vol. 37:20-28.
- QUIGLEY, E. M. (1994), "Intestinal manometry in man: a historical and clinical perspective", *Dig.Dis.*, vol. 12, no. 4, pp. 199-209.
- QUIGLEY, E. M. 2003, "Intestinal motility: Normal and disturbed patterns", *Chinese Journal of Digestive Diseases*, vol. 4, no. 1, pp. 1-4.
- R**AMOS, J., VARGAS, M., FERNANDEZ, M., ROSELL, J., & PALLAS-ARENY, R. (1993), "A system for monitoring pill electrode motion in esophageal ECG", in *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 810-811.
- RASID, M. F. A. & WOODWARD, B. (2005), "Bluetooth telemedicine Processor for multichannel biomedical signal transmission via mobile cellular networks", *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 9, no. 1, pp. 35-43.
- RAUTAHARJU, P. M., PARK, L., RAUTAHARJU, F. S., & CROW, R. (1998), "A standardized procedure for locating and documenting ecg chest electrode positions: Consideration of the effect of breast tissue on ecg amplitudes in women", *Journal of Electrocardiology*, vol. 31, no. 1, pp. 17-29.
- REDDY S.N, COLLINS S.M., DANIEL E.E., (1987), "Frequency analysis of gut EMG", *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 15, pp. 95-116.
- RIBA CASAUX M. DA, DIZ-LOIS PALOMARES M<sup>AT</sup>., GONZÁLEZ CONDE B. (), "Técnicas Radiográficas Y Afines",
- RICHARD, H. C. A. A. (1999), "Coherence between body surface ECG leads and intracardiac signals increases during the first 10 s of ventricular fibrillation in the human heart", *Physiological Measurement*, vol. 20, no. 2, p. 159.



- RICHARDS W.O., BRADSHAW L.A., STATON D. J., GARRAD C. L., LIU F., BUCHANAN S., WIKSWO J. P., (1996): "Magnetoenterography (MENG) Noninvasive Measurement of Bioelectric Activity in Human Small Intestine", *Dig. Dis. & Sci.*, Vol. 41:2293-2301.
- RICHARDS, W. O., GARRARD, C. L., ALLOS, S. H., BRADSHAW, L. A., STATON, D. J., WIKSWO, J. P., JR. (1995), "Noninvasive diagnosis of mesenteric ischemia using a SQUID magnetometer", *Ann.Surg.*, vol. 221, no. 6, pp. 696-704.
- RIOUL, O. & VETTERLI, M. (1991), "Wavelets and signal processing", *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 8, no. 4, pp. 14-38.
- RISSANEN J. (1978), "Modelling by shortest data description". *Automatica*. 14(5): 465-71.
- RISSANEN, J. O. R. M. (1986), "A Predictive Least-Squares Principle", *IMA Journal of Mathematical Control and Information*, vol. 3, no. 2-3, pp. 211-222.
- ROBINSON, E. A. (1982), "A historical perspective of spectrum estimation," *Proc. IEEE*, Vol. 70:885-907, September.
- ROPELLA, K. M., SAHAKIAN, A. V., BAERMAN, J. M., & SWIRYN, S. (1989), "The coherence spectrum. A quantitative discriminator of fibrillatory and nonfibrillatory cardiac rhythms", *Circulation*, vol. 80, no. 1, pp. 112-119.
- ROSSINI, FP, PENNAZIO, M. (2002), "Small-bowel endoscopy". *Endoscopy*;34: 13–20.
- RUCHKIN, D. (2005), "EEG coherence", *International Journal of Psychophysiology*, vol. 57, no. 2, pp. 83-85.
- RUDORF, H., SCHAIK, G., O'BRIEN, R. T., BROWN, P. J., BARR, F. J., & HALL, E. J. (2005), "Ultrasonographic evaluation of the thickness of the small intestinal wall in dogs with inflammatory bowel disease", *Journal of Small Animal Practice*, vol. 46, no. 7, pp. 322-326.
- S**ABHARWAL, A., YING, C. J., POTTER, L., & MOSES, R. (1996), "Model order selection for summation models", pp. 1240-1244.
- SADY ANTÔNIO , S. F., CARLOS JULIO , T.-C., ANA PAULA, S., MARCOS ANTONIO, S. P., MARIA LUIZA , C. L., & GILBERTO, M. M. (2009), "Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement", *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2009, pp. 1-12.
- SAMSOM, M., SMOUT, A. J. P., HEBBARD, G., FRASER, R., OMARI, T., HOROWITZ, M., & DENT, J. (1998), "A novel portable perfused manometric system for recording of small intestinal motility". *Neurogastroenterology & Motility*, Volume 10, Issue 2, pages 139–148.
- SANDERS K.M., PUBLICOVER N.G., (1989), "Electrophysiology of the gastric musculature".In Schultz S.G., Wood J.D., Rauner BB (eds): *Alimentary Canal: Motility and Circulation (Handbook of Physiology)* ed 2. Bethesda, MD, Americans Physiological Society, p187.
- SANTAMARIA, I. & VIA, J. (2007), "Estimation of the Magnitude Squared Coherence Spectrum Based on Reduced-Rank Canonical Coordinates", *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2007.ICASSP 2007.IEEE International Conference on*, vol. 3, p. III-985.
- SARNA S. K., (1975), "Gastrointestinal electrical activity: terminology", *Gastroenterol.*, 68:1631-1635.
- SARNA S. K., (1985), "Cyclic motor activity; migrating motor complex"., *Gastroenterol.*, 89:894-913.
- SARR M. G., KELLY K. A., (1981), "Myoelectric activity of the autotransplanted canine jejunioileum", *Gastroenterology* 81:303-310.
- SAVA, H. P. & MCDONNELL, J. T. E. (1995), "Modified forward-backward overdetermined Prony method and its application in modelling heart sounds", *Vision, Image and Signal Processing, IEE Proceedings-*, vol. 142, no. 6, pp. 375-380.
- SAVOYE-COLLET C., SAVOYE G., SMOUT A. (2003), "Determinants of transpyloric fluid transport: a study using combined real-time ultrasound, manometry, and impedance recording", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 285, no. 6, p. G1147-G1152.

- SCHLINDWEIN, F. S. & EVANS, D. H. (1990), "Selection of the order of autoregressive models for spectral analysis of doppler ultrasound signals", *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 16, no. 1, pp. 81-91.
- SCHMIDT, R. (1986), "Multiple emitter location and signal parameter estimation", *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on [legacy, pre - 1988]*, vol. 34, no. 3, pp. 276-280.
- SCHWIZER W., FOX, M., STEINGOTTER A. (2003), "Non-invasive investigation of gastrointestinal functions with magnetic resonance imaging: towards an "ideal" investigation of gastrointestinal function", *Gut*, vol. 52, no. 90004, pp. 34iv-39.
- SEIDEL S. A., BRADSHAW L. A., LADIPO J. K., WIKSWO J. P., JR., RICHARDS W. O. (1999), "Noninvasive detection of ischemic bowel", *J Vasc.Surg.*, vol. 30, no. 2, pp. 309-319.
- SEIDEL S. A., HEGDE S. S., BRADSHAW L. A., LADIPO J. K., RICHARDS W. O. (1999), "Intestinal tachyarrhythmias during small bowel ischemia", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 277, no. 5, p. G993-G999.
- SEKMEN, A. S. & BINGUL, Z. (1999), "Comparison of algorithms for detection of the number of signal sources", in *Southeastcon '99. Proceedings. IEEE*, pp. 70-73.
- SHAW, J. C. (1981), "An introduction to the coherence function and its use in EEG signal analysis", *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 5, no. 6, pp. 279-288.
- SIEGLE M. L., EHRLEIN H. J. (1987), "Interdigestive contractile patterns of the ileum in dogs", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 253, no. 4, p. G452-G460.
- SIERRA, G., DE JESUS GOMEZ, M., LE GUYADER, P., SAVARD, P., & NADEAU, R.(1996), "Effect of segment length on the estimation of magnitude-squared coherence in an experimental model of ventricular tachycardia ", in *Engineering in Medicine and Biology Society. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, M. de Jesus Gomez, ed., pp. 1272-1273.
- SIMREN M., CASTEDAL M., SVEDLUND J., ABRAHAMSSON H., BJORNSSON, E. (2000), "Abnormal propagation pattern of duodenal pressure waves in the irritable bowel syndrome (IBS) [correction of (IBD)]", *Dig.Dis.Sci.*, vol. 45, no. 11, pp. 2151-2161.
- SMALLWOOD, R. H., LINKENS, D. A., & STODDARD, C. J. (1980), "Analysis and modelling of amplitude changes in human duodenal slow waves", *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 1, no. 1, pp. 47-58.
- SMOUT, A. J., VAN DER SCHEE, E. J., GRASHUIS, J. L. (1980), "What is measured in electrogastrography?", *Dig.Dis.Sci.*, vol. 25, no. 3, pp. 179-187.
- SOFFER E., ADRIAN T. (1992), "Effect of meal composition and sham feeding on duodenojejunal motility in man", *Dig. Dis. Sci.*, 37:1009-1014.
- SOFFER EDY E., THONGSAWAT SATAWAT (1997), "Small Bowel Manometry: short or long recording sessions", *Digestive Diseases and Sciences*. No.5,42:873-877.
- SOPER N.J., Sarr M.G., Kelly K.A., (1990), "Human duodenal myoelectric activity after operation and with pacing". *Surgery*; **107**, pp.63-68.
- STANLEY W. JACOB, CLARICE A. FRANCONI, WALTER J. LOSSOW (1997), "Anatomía y Fisiología humana", cuarta edición, Mc. Graw Hill interamericana.
- STEINBERG, H. W., GASSER, T., & FRANKE, J. (1985), "Fitting autoregressive models to EEG time series: An empirical comparison of estimates of the order", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 33, no. 1, pp. 143-150.
- STOICA, P. & MOSES, L. R. (1997), *Introduction to SPECTRAL ANALYSIS* Prentice-Hall, Inc..
- STOICA, P. & SELEN, Y. (2004), "Model-order selection: a review of information criterion rules", *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 21, no. 4, pp. 36-47.
- SUBASI, A., ERCELEBI, E., ALKAN, A., & KOKLUKAYA, E. (2006), "Comparison of subspace-based methods with AR parametric methods in epileptic seizure detection", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 36, no. 2, pp. 195-208.

- SUGRUE, M., REDFERN, M. (1994), "Computerized phonoenterography: the clinical investigation of a new system", *J.Clin.Gastroenterol*, vol. 18, no. 2, pp. 139-144.
- SUHAIL, H. A., BRADSHAW, L. A., SUSAN, H., JOHN, P. W. (1997), "Superconducting Quantum Interference Device Magnetometer for Diagnosis of Ischemia Caused by Mesenteric Venous Thrombosis", *World Journal of Surgery*, vol. V21, no. 2, pp. 173-178.
- SUMMERS, R. W., ANURAS, S., & GREEN, J. (1983), "Jejunal manometry patterns in health, partial intestinal obstruction, and pseudoobstruction", *Gastroenterology*, vol. 85, no. 6, pp. 1290-1300.
- SWINDLEHURST, A. L. & KAILATH, T. (1992), "A performance analysis of subspace-based methods in the presence of model errors. I. The MUSIC algorithm", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 40, no. 7, pp. 1758-1774.
- SWINDLEHURST, A. L. & KAILATH, T. (1993), "A performance analysis of subspace-based methods in the presence of model error. II. Multidimensional algorithms", *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]*, vol. 41, no. 9, pp. 2882-2890.
- SZI-WEN, C. (2000), "A two-stage discrimination of cardiac arrhythmias using a total least squares-based Prony modeling algorithm", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 47, no. 10, pp. 1317-1327.
- SZURSZEWSKI J. H. ELVEBACK LR, CODE CF.(1970), "Configuration and frequency gradient of electric slow wave over canine small bowel". *Am J Physiol*; 218,pp.1468–1473.
- SZURSZEWSKI J. H. (1969), "A Migrating Electric Complex of the Canine Small Intestine", *Am. J. Physiol.*, 217:1757-1763.
- SZURSZEWSKI J. H. (1987), "Electrical Basis for Gastrointestinal Motility", In: *Physiology of the gastrointestinal tract. 2<sup>nd</sup> Edition* (Ed. L.R. Johnson). New York: Raven Press, p 383.
- SZURSZEWSKI, J. H.(1998), "A 100-year perspective on gastrointestinal motility", *Am.J.Physiol*, vol. 274, no. 3 Pt 1, p. G447-G453.
- T**AKALO, R., HYTTI, H., & IHALAINEN, H. (2005), "Tutorial on univariate autoregressive spectral analysis", *J Clin.Monit.Comput.*, vol. 19, no. 6, pp. 401-410.
- TETSUO, I., GOTO, Y., & SUSAKI, H. (2001), "Application of the multiple signal classification (MUSIC) method for one-pulse burst-echo Doppler sonar data", *Measurement Science and Technology*, vol. 12, no. 12, p. 2178.
- THIRY L., (1864) " Uber eine neue Methode, den Dunndarm zu isolieren sitzungsberichte der Kaiserlichen Akad.", *D. Wissenschaften Macht. Naturrw.* Class, 50:77-96.
- THOENI R. F., GOULD R. G. (1991), "Enteroclysis and small bowel series: comparison of radiation dose and examination time", *Radiology*, vol. 178, no. 3, pp. 659-662.
- THOMAS, E. A., SJOVALL, H., & BORNSTEIN, J. C. (2004), "Computational model of the migrating motor complex of the small intestine", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 286, no. 4, p. G564-G572.
- TJOA, M. P., SERILYN, L., WEI, L. W., KRISHNAN, S. M., KUGEAN, R. C., & DUTT, D. N., (2001), "Use of multivariable autoregressive model for detection of abnormalities in cardiac patients", in *Intelligent Information Systems Conference, The Seventh Australian and New Zealand 2001*, pp. 329-334.
- TOKMAKCI, M. 2007, "Analysis of the Electrogastrogram Using Discrete Wavelet Transform and Statistical Methods to Detect Gastric Dysrhythmia", *Journal of Medical Systems*, vol. 31, no. 4, pp. 295-302.
- TOMOMASA T, MORIKAWA A, SANDLER R.H., MANSY H.A., KONEKO H.,MASAHIKO T., HYMAN P.E., ITOH Z. (1999), "Gastrointestinal sounds and migrating motor complex in fasted humans",(abstract), *Am J. Gastroenterol*, Feb.,94(2):374-381.

- TOMOMASA T., TAKAHASHI A., NAKO Y., KANEKO H., TABATA M., TSUCHIDA, Y., MORIKAWA, A. (1999), "Analysis of Gastrointestinal Sounds in Infants With Pyloric Stenosis Before and After Pyloromyotomy", *Pediatrics*, vol. 104, no. 5, p. e60.
- TORTORA J. G., 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.
- TUFTS, D. W. & KUMARESAN, R. (1982), "Estimation of frequencies of multiple sinusoids: Making linear prediction perform like maximum likelihood", *Proceedings of the IEEE*, vol. 70, no. 9, pp. 975-989.

- U**BEYLI, E. D. & GULER, I. (2003), "Comparison of eigenvector methods with classical and model-based methods in analysis of internal carotid arterial Doppler signals", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 33, no. 6, pp. 473-493.
- UBEYLI, E. D. (2008), "Usage of eigenvector methods in implementation of automated diagnostic systems for ECG beats", *Digital Signal Processing*, vol. 18, no. 1, pp. 33-48.
- UBEYLI, E. D. (2009), "Combining recurrent neural networks with eigenvector methods for classification of ECG beats", *Digital Signal Processing*, vol. 19, no. 2, pp. 320-329.
- UDASSIN, R., VROMEN, A., & HASKEL, Y. (1994), "The Time Sequence of Injury and Recovery Following Transient Reversible Intestinal Ischemia", *Journal of Surgical Research*, vol. 56, no. 3, pp. 221-225.
- ULRYCH, T. J. & OOE, M. (1983), "Autoregressive and mixed autoregressive-moving average models and spectra," in *Nonlinear methods of spectral analysis*, 2nd edn edn, S. Haykin, ed., Springer, New York.

- V**AATAJA, H., SUORANTA, R., & RANTALA, S. (1994), "Coherence analysis of multichannel time series applying conditioned multivariate autoregressive spectra", *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1994.ICASSP-94., 1994 IEEE International Conference on*, vol. iv, p. IV/381-IV/384.
- VALETTE, VALETTE, J., RIOUX, RIOUX, M., PILLEUL, PILLEUL, F., SAURIN, SAURIN, C., FOUQUE, FOUQUE, P., HENRY, & HENRY, L. (2001), "Ultrasonography of chronic inflammatory bowel diseases", *European Radiology*, vol. 11, no. 10, pp. 1859-1866.
- VALORI R. M., COLLINS S. M., DANIEL E. E., REDDY S. N., SHANNON S., JURY J. (1986), "Comparison of methodologies for the measurement of antroduodenal motor activity in the dog", *Gastroenterol.*, 91, 546-553.
- VAN DER SCHEE, E. J. & GRASHUIS, J. L. (1983), "Contraction-related, low-frequency components in canine electrogastrographic signals", *AJP - Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 245, no. 4, p. G470-G475.
- VAN DER SCHEE, E. J. & GRASHUIS, J. L. (1987), "Running spectrum analysis as an aid in the representation and interpretation of electrogastrographic signals", *Med.Biol.Eng Comput.*, vol. 25, no. 1, pp. 57-62.
- VANTRAPPEN G. R. (1997), "SMALL INTESTINAL MOTILITY AND BACTERIA", Department of Gastroenterology and Internal Medicine, University Hospital Gasthuisberg, Leuven, Belgium.
- VANTRAPPEN G. R., JANSSENS J. P. (1985): "Small Bowel Motility", *En Gastroenterology Berk*, Ed. Salmot: 1493 – 1503.
- VANTRAPPEN G. R., JANSSENS J. P., HELLEMANS J. (1978): "Studies on the interdigestive (migrating) motor complex in man"., En Duthie h (ed): *Gastrointestinal Motility in Health and Disease*. Lancaster. England, MTP Press, 3-8.
- VANTRAPPEN G. R., JANSSENS J. P., HELLEMANS J., GHOOS Y. (1977), "The interdigestive motor complex of normal subjects and patients with bacterial overgrowth of the small intestine", *J Clin.Invest*, vol. 59, no. 6, pp. 1158-1166.

- VELLA L., (1981), "Nuova metodo per avere succo nteerico puro ee stabilree la propieta fisiologich"., *Bull Sci. Med. Bologna*, 7:441-443.
- VERHAGEN, M. A. M. T., VAN SCHELVEN, L. J., SAMSOM, M., & SMOUT, A. J. P. M. (1999), "Pitfalls in the analysis of electrogastrographic recordings", *Gastroenterology*, vol. 117, no. 2, pp. 453-460.
- VETTERLI, M. (2001), "Wavelets, approximation, and compression", *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 18, no. 5, pp. 59-73.
- VOLKERS, A., VAN DER SCHEE, E., & GRASHUIS, J. (1983), "Electrogastrography in the dog: waveform analysis by a coherent averaging technique", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 21, no. 1, pp. 56-64.

- W**AHLBERG, P. & LANTZ, G. (2002), "Approximate Time-Variable Coherence Analysis of Multichannel Signals", *Multidimensional Systems and Signal Processing*, vol. 13, no. 3, pp. 237-264.
- WAX, M. & KAILATH, T. (1985), "Detection of signals by information theoretic criteria", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 33, no. 2, pp. 387-392.
- WEISBRODT N. W., (1987), "Motility of the small intestine tract" in *Physiology of the Gastrointestinal*, vol. 1, Johnson L.R.,ed. New York: Raven Press, pp. 631- 663.
- WEISS, S. & MUELLER, H. M. (2003), "The contribution of EEG coherence to the investigation of language", *Brain and Language*, vol. 85, no. 2, pp. 325-343.
- WELCH, P. (1967), "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms", *Audio and Electroacoustics, IEEE Transactions on*, vol. 15, no. 2, pp. 70-73.
- WHITING, S., NING, T., & BRONZINO, J. D. (1989), "Data length effects on the coherence estimate of EEG", pp. 93-94.
- WIDROW, B., GLOVER, J. R., JR., MCCOOL, J. M., KAUNITZ, J., WILLIAMS, C. S., HEARN, R. H., ZEIDLER, J. R., EUGENE DONG, J., & GOODLIN, R. C. (1975), "Adaptive noise cancelling: Principles and applications", *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, no. 12, pp. 1692-1716.
- WILLIAMSON, S. J. KAUFMAN, L. (1981), "Biomagnetism", *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 22, no. 2, pp. 129-201.
- WILMER A., Andrioli, A., COREMANS, G., TACK, J., JANSSENS, J. (1997), "Ambulatory Small Intestinal Manometry (Detailed Comparison of Duodenal and Jejunal Motor Activity in Healthy Man)", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 42, no. 8, pp. 1618-1627.
- WINGATE D. L. (1983), "The Small Intestine", *En A Guide to Gastrointestinal Motility*, Christensen, J., Wingate D. L. John Wright Eds., Bristol: 128-156.
- WINGATE, D., HONGO, M. I. C. H., KELLOW, J. O. H. N., LINDBERG, G. R. E. G., & SMOUT, A. N. D. R. (2002), "Disorders of gastrointestinal motility: Towards a new classification", *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, vol. 17, p. S1-S14.
- WOO, S. & CHO, J. (2010), "Telemetry system for slow wave measurement from the small bowel", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 48, no. 3, pp. 277-283.
- WORLICEK, H. (1987), "Sonography of the small and large intestine--differential diagnosis of wall thickening", *Bildgebung*, vol. 56, no. 1, pp. 27-34.

- X**U, X., WANG, Z., HAYES, J., & CHEN, J. D. Z. (2002), "Is There a One-to-One Correlation Between Gastric Emptying of Liquids and Gastric Myoelectrical or Motor Activity in Dogs?", *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 47, no. 2, pp. 365-372.

- Y**. YE-LIN, J. GARCIA-CASADO, J.L. MARTINEZ-DE-JUAN, D. ÁLVAREZ, G. PRATS-BOLUDA (2008), "Quantification of Combined Method for Interferences Reduction in Multichannel Surface Electroenterogram". 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vancouver, Canadá
- Y. YE-LIN, Y., GARCIA-CASADO, J., PRATS-BOLUDA, G., & MARTINEZ-DE-JUAN, J. (2010), "Combined Method for Reduction of High Frequency Interferences in Surface Electroenterogram (EEnG)", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 7, pp. 2358-2370.
- Y. YIYAO, GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., GUARDIOLA, J. L., & PONCE, J. L. (2006) "Identification of the Slow Wave of Bowel Myoelectrical Surface Recording by Empirical Mode Decomposition", pp. 6165-6168.
- Y.YE-LIN (2009), GARCIA-CASADO J., PRATS-BOLUDA G., MARTINEZ-DE-JUAN J. L. "Enhancement of the non-invasive electroenterogram to identify intestinal pacemaker activity", *Physiological Measurement*, vol. 30, no. 9, p. 885.
- Y.YE-LIN (2010), GARCIA-CASADO J., PRATS-BOLUDA G., MARTINEZ-DE-JUAN J. L. "Combined Method for Reduction of High Frequency Interferences in Surface Electroenterogram (EEnG)", *Annals of Biomedical Engineering*.
- YAMAGUCHI, K., YAMAGUCHI, T., ODAKA, T., & SAISHO, H. (2006), "Evaluation of gastrointestinal motility by computerized analysis of abdominal auscultation findings", *J.Gastroenterol Hepatol.*, vol. 21, no. 3, pp. 510-514.
- YAO, B., SALENIUS, S., YUE, G. H., BROWN, R. W., & LIU, J. Z. (2007), "Effects of surface EMG rectification on power and coherence analyses: An EEG and MEG study", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 159, no. 2, pp. 215-223.
- YASEMIN P. KAHYA, C. ASLI YILMAZ, (2000), "Modeling of respiratory crackles" Digest of paper of the 2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering and the Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* July 23-28, Chicago's Navy Pier.
- YASEMIN P. KAHYAL, E. QAGATAY GTILERZ, BIILENT SANKURL, (1999), "Statistical analysis of Lung sound data", *Proceeding of the first joint BMES/EMBS Serving Humanity, Advancing Technology*, Oct 13-16, Atlanta, GA, USA
- YE YIYAO, MARTÍNEZ DE JUAN J.L, GARCIA CASADO J, PONCE J.L. (2005A), "REDUCCION DE INTERFERENCIA DE BAJA FRECUENCIA PARA LA IDENTIFICACION DEL RITMO BASAL DE LA SEÑAL MIOELECTRICA"XXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.
- YE, Y., GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J., & PONCE, J. (2007), "Empirical mode decomposition: a method to reduce low frequency interferences from surface electroenterogram", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, no. 6, pp. 541-551.
- YIYAO, Y., GARCIA-CASADO, J., MARTINEZ-DE-JUAN, J. L., GUARDIOLA, J. L., & PONCE, J. L. (2006), "Identification of the Slow Wave of Bowel Myoelectrical Surface Recording by Empirical Mode Decomposition", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006.EMBS '06.28th Annual International Conference of the IEEE* pp. 6165-6168.
- YONG-JOO AN, HEECHUN LEE, DONGWOO CHANG, YOUNGWON LEE1, JAI-KI SUNG, MINCHEOL CHOI AND JUNGHEE YOON, (2001), "Application of pulsed Doppler ultrasound for the evaluation of small intestinal motility in dogs". *J. Vet. Sci.*, 2(1), 71-74.
- YOSHINO H., YOSHINO T., OHSATO K., (1990), "Clinical Application of Spectral Analysis of Bowel Sounds in Intestinal Obstruction", *Dis. Col. Rectum.*, Vol. 33, pp 753-757.
- Z**AMARRÓN, C., PICHEL, F., & ROMERO, P. (2005), "Coherence between oxygen saturation and heart rate obtained from pulse oximetric recordings in obstructive sleep apnoea", *Physiological Measurement*, vol. 26, no. 5, p. 799.

- ZHANG, Q. T., WONG, K. M., YIP, P. C., & REILLY, J. P. (1989), "Statistical analysis of the performance of information theoretic criteria in the detection of the number of signals in array processing", *Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also IEEE Transactions on Signal Processing]*, *IEEE Transactions on*, vol. 37, no. 10, pp. 1557-1567.
- ZHAO, H., LU, S., ZOU, R., JU, K., & CHON, K. (2005), "Estimation of Time-Varying Coherence Function Using Time-Varying Transfer Functions", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 11, pp. 1582-1594.
- ZHENG, C., ZHOU, M., & LI, X. (2008), "On the relationship of non-parametric methods for coherence function estimation", *Signal Processing*, vol. 88, no. 11, pp. 2863-2867.
- ZHI-YUE, L., CHEN, Z., & JIAN, D. (1994), "Time-frequency representation of the electrogastrogram-application of the exponential distribution", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 41, no. 3, pp. 267-275.





