

Análisis de la actividad mioeléctrica intestinal basada en el computador

M.F. Meseguer, J.L. Martínez*, J. Silvestre, J. Sáiz*, S. Sancho** y J.L. Ponce***

Servicio de Cirugía General y Digestiva I. Hospital Universitario La Fe. Valencia.

*Laboratorio Integrado de Bioingeniería. Universidad Politécnica de Valencia. **Jefe de Servicio. ***Servicio de Cirugía General y Digestiva I. Hospital Universitario La Fe. Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina de Valencia.

Resumen

Se presenta un sistema que permite la adquisición simultánea y en tiempo real del registro manométrico y eléctrico del intestino delgado, diseñado para el estudio experimental en animales (perro). Mediante unos sensores (electrodos y microbalones submucosos) se registra la actividad intestinal, que tras ser acondicionada por amplificadores, adquirida, procesada digitalmente y almacenada en bloques de un minuto. Con posterioridad, las señales son analizadas con el fin de obtener los índices de motilidad. Se describen las técnicas de análisis temporales para registros de corta duración, que permiten el estudio de la onda presiva y el electroenterograma, así como la posibilidad de estudiar la relación existente entre ambas, durante largos períodos de tiempo, y obtener los índices de motilidad. Mediante el sistema descrito, diseñado por el equipo de investigación, se obtiene el registro en tiempo real del electroenterograma y de la señal manométrica simultáneamente, lo cual permite el estudio de la motilidad intestinal.

Palabras clave: Motilidad intestinal. Electroenterograma. Manometría intestinal. Sistema computarizado.

(Cir Esp 2001; 70: 280-285)

COMPUTER ANALYSIS OF INTESTINAL MYOELECTRIC ACTIVITY

We present a system that enables simultaneous acquisition in real time of manometric and electrical recordings of the small intestine, which was designed for use in experimental studies in animals (dogs). Intestinal activity is recorded using sensors (electrodes and submucous microballoons). The activity is then registered by amplifiers, acquired, digitally processed and stored in units of 1 minute. The signals are later analyzed to obtain motility indexes. Techniques for temporal analysis of short-duration recordings are described that enable study of the pressure wave and electroenterogram as well as the possibility of studying the relationship between these two factors and long-term studies of motility indexes. Using this system, which was designed by the research group, real time electroenterogram recordings and manometric signals can be simultaneously obtained, which enables intestinal motility to be studied.

Key words: Intestinal motility. Electroenterogram. Intestinal manometry. Computerized system.

Introducción

Los métodos utilizados en investigación en el ámbito de la motilidad intestinal, fundamentalmente son dos: las técnicas manométricas y las mioeléctricas.

Las técnicas manométricas, representadas principalmente por los catéteres de perfusión intraluminales, pre-

sentan 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 animal¹⁻³. Otra técnica manométrica ampliamente utilizada son los microbalones implantados en la submucosa⁴, con las ventajas de no invadir la luz intestinal y no estimular el reflejo mucoso peristáltico, aunque con el impedimento que supone la realización de una laparotomía para la implantación de los mismos.

Las técnicas mioeléctricas registran la actividad eléctrica intestinal, conocida desde principios de siglo⁵. Presentan las ventajas de ser técnicas más sencillas en su manejo, transmitiéndose la señal por un cable eléctrico, en

Correspondencia: Dr. M.F. Meseguer Anastasio.
Avda. Peris y Valero, 73, 12.ª. 46006 Valencia.
Correo electrónico: meseguer@comv.es

Aceptado para su publicación en julio de 2001.

vez de transmitirse las variaciones de presión por el interior de un catéter.

Mediante el empleo de un computador se pueden registrar señales manométricas y eléctricas; al procesarlas, en tiempo real o posteriormente, se obtienen los parámetros para estudiar la motilidad intestinal.

Se pretende poner a punto un sistema computarizado de adquisición de datos que nos permita registrar, simultáneamente y en tiempo real, tanto la actividad eléctrica como la presión en diferentes puntos del intestino delgado durante largos períodos de tiempo, y tanto estudiar la relación existente entre la presión y el electroenterograma como realizar registros de larga duración para definir y analizar el índice de motilidad.

Material y métodos

Animales

Para la realización de las experiencias se han intervenido quirúrgicamente 6 perros de raza Beagle, de edad adulta, con un peso comprendido entre 12 y 16 kg. Las experiencias se realizaron en condiciones de buena salud de los animales, encontrándose éstos conscientes durante las sesiones de registro. Se cumple la normativa vigente en España sobre la protección de animales de experimentación (Real Decreto 233/88), de acuerdo con las directrices de la Comunidad Europea.

Sistema de adquisición de datos

Sensores

Para registrar la actividad eléctrica generada en el intestino delgado se han utilizado electrodos bipolares, por tener la ventaja sobre los monopolares de generar registros menos artefactados (p. ej., las interferencias del ECG)⁶⁻⁸. El material para la realización de éstos puede ser, indistintamente, acero inoxidable o plata-cloruro de plata, no habiendo diferencias entre ellos a la semana de la implantación en el intestino.

El electroenterograma se ha adquirido utilizando electrodos fijados a la serosa intestinal, siendo éste el método más utilizado por los investigadores⁷⁻¹¹. Adoptan una disposición longitudinal con respecto a la fibra muscular longitudinal, con la intención de no eliminar la onda lenta¹². Como electrodo de referencia se utiliza un electrodo de monitorización con gel sólido y soporte Micropore® emplazado en la pata trasera izquierda del animal.

Para medir las variaciones de la presión intestinal se utilizan microbalones localizados en la submucosa⁴, realizados con látex líquido a partir de un molde de 1,5 mm de diámetro y extremo redondeado, tal como se refleja en la bibliografía consultada. Las variaciones de presión registradas por el microbalón son transmitidas mediante un catéter al transductor, que traduce esas variaciones de presión en señal eléctrica.

Tratamiento analógico de la señal

Se han utilizado tres amplificadores de señales eléctricas Hewlett-Packard® modelo 8811, fijando la ganancia en 500. Puesto que la señal a registrar con los electrodos no llega a alcanzar 4 mV, una vez amplificada y filtrada en continua, se obtiene una señal de ± 2 V, adecuada para la etapa siguiente.

Según se ha podido comprobar en la bibliografía¹³⁻¹⁶, los potenciales de acción tienen una frecuencia que no supera los 25 Hz, por lo que se aplica un filtro analógico pasa bajos de segundo orden con corte superior fijo a 30 Hz. Por otra parte, la onda lenta en el íleo (donde su frecuencia es menor) se presenta a razón de 8 a 12 ondas por minuto, lo que equivale a una frecuencia de 0,13-0,2 Hz. Se actúa con un filtro analógico pasa altos de segundo orden de frecuencia de corte inferior fijo a 0,15 Hz.

Con la finalidad de convertir las variaciones de presión generadas en el intestino y registradas por los microbalones submucosos en señal eléctrica, se utiliza el transductor de Hewlett-Packard® modelo 1280C (utilizado clínicamente en manometría esofágica, uterina, venosa, arterial, etc.), en forma conjunta con el amplificador de presión Hewlett-Packard® modelo 8805C, el cual suministra la tensión de excitación ne-

cesaria para el puente Wheatstone del transductor (5 V eficaces a 2.400 Hz).

El amplificador de presión reúne las siguientes características:

- La línea base se sitúa a $-0,4$ V –con el fin de aprovechar al máximo el rango de la tarjeta de adquisición de datos–, la ganancia del amplificador se fija a 120 mmHg/V y el ancho de banda se establece entre 0 y 30 Hz.

- La ganancia del conjunto transductor-amplificador se obtiene según la siguiente recta de respuesta:

$$P_{bal} \text{ (mmHg)} = m \cdot V_{sal} \text{ (V)} + b$$

donde m y b se obtienen del programa de calibración de sistema de presiones, P_{bal} es la presión del microbalón en mmHg y V_{sal} es la tensión de salida, en voltios, del amplificador.

Tratamiento digital de la señal

Se emplea la tarjeta LAB-PC+ de National Instruments®, tarjeta multifunción de entrada y salida analógica y digital para utilizar con PC, con un conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits (con una precisión de 2¹²). Se utilizan cuatro canales de entrada no diferenciales, definiéndose tres para señales eléctricas y uno para presión.

El amplificador de ganancia programable, como su nombre indica, amplifica la señal antes de la conversión, incrementando así la precisión y la resolución efectiva de la misma, fijándose en $\pm 2,5$ V, tanto para las señales eléctricas como para las manométricas.

Los potenciales de acción tienen una frecuencia máxima de 25 Hz, y el filtro analógico del amplificador bioeléctrico se ha fijado en 30 Hz, por lo que sería aceptable una frecuencia de muestreo de 60 Hz o superior. En nuestro sistema utilizamos una frecuencia de muestreo de 200 Hz, superior al mínimo exigido, según el teorema de Nyquist.

Todos los programas, tanto para la adquisición de los datos como para el análisis de la señal, han sido creados específicamente para este fin por el equipo de investigación.

Técnica quirúrgica

Previo anestesia del animal con protóxido de nitrógeno y respiración asistida, practicamos una laparotomía media con la finalidad de emplazar los sensores en las siguientes localizaciones: a) en el duodeno, 20 cm proximalmente al ángulo de Treitz; b) en el propio ángulo de Treitz, y c) en yeyuno, 20 cm distal al anterior. En cada una de estas localizaciones, se colocan a la misma altura un electrodo y un microbalón submucoso.

El electrodo bipolar se fija a la serosa en su borde antimesentérico, mediante cuatro puntos de sutura. El microbalón es emplazado en la submucosa, labrando previamente un túnel de aproximadamente 2 cm, que se fija con puntos de sutura.

Mediante una contraíncisión en la zona dorsal, se extraen los cables y catéteres para conectarlos al sistema de registro, impidiendo de esta forma que el animal pueda dañarlos.

Protocolo de registro

Para estudiar la motilidad intestinal, las sesiones de registro comienzan con el animal en ayunas desde el día anterior (18 h). Tras conectar los cables y catéteres del animal al sistema y calibrar presiones, se comienza registrando la actividad intestinal. El objetivo es obtener un CMI completo y un registro de la actividad postingesta, para lo cual se ofrece comida (200 g de pienso compuesto) y agua a los 15 min de finalizar la fase III del CMI.

Análisis de los registros

El sistema permite realizar tanto análisis temporales o puntuales, que nos permiten estudiar la correlación entre la actividad eléctrica y la presión intestinal, como registros de larga duración, estudiando así los índices de motilidad y el complejo motor migratorio (CMI-CMM).

De la onda de presión obtenemos los siguientes parámetros, por ser los que mejor la identifican:

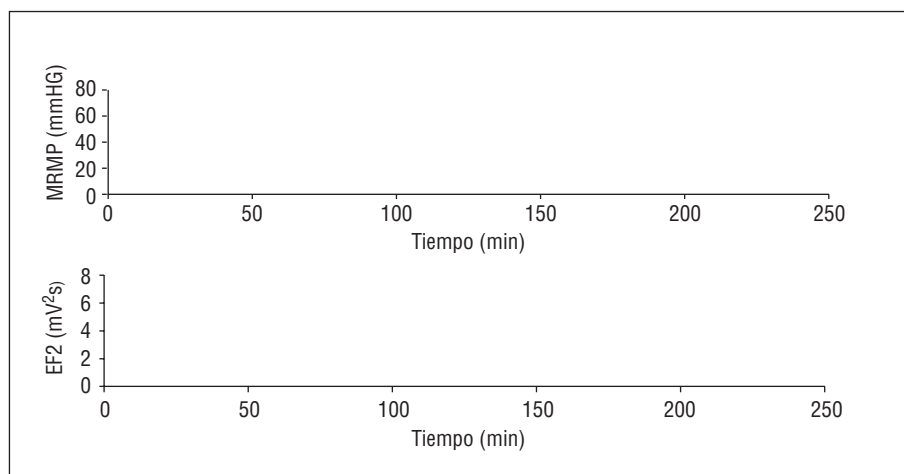


Fig. 1. Representación del índice de motilidad manométrico "media de presiones media relativa" (MPMR) (trazo superior), y del índice de motilidad mioeléctrico "energía en el dominio frecuencial para frecuencias superiores a 2 Hz" (EF2) (traza inferior), en un registro sobre el duodeno.

– Presión máxima relativa (PMR) (en mmHg). Para obtener este parámetro, se calcula una nueva línea base de esta ventana (la media de los puntos que están por debajo del 10% de la amplitud de la señal), obteniéndose la diferencia entre el valor máximo y la línea base.

– Área de presión (PA) (en mmHg·s). Calculada como el área encerrada entre la onda de presión y la línea base.

Del electroenterograma, se calculan los siguientes parámetros:

– Tensión pico a pico (VPP) (en mV).

– Tensión eficaz (VRMS) (en mV). Calculada (para señales discretas) según:

– Duración del potencial de acción (TL) (en s). Se calcula como el intervalo de tiempo entre el primero y el último cruce del módulo de la señal a través del valor umbral, calculado éste como el 20% de la amplitud del módulo de la señal. Se toma un valor umbral elevado porque la onda lenta no ha sido eliminada, y podría dar lugar a falsos valores.

– Número de picos del módulo de la señal sucedidos en el intervalo de tiempo definido por TL (NUMP). Se calcula aplicando un valor umbral de amplitud (como se ha definido en el parámetro anterior) y un valor umbral de tiempo fijado en 10 ms, considerándose válido un pico si supera el valor umbral durante un período de tiempo superior a 10 ms.

– Energía en el dominio temporal (ET) (en mV²·s). Si se considera el cuadrado de la señal como una densidad de energía en el dominio temporal, su integración será la energía, calculada (para señales discretas) según la fórmula:

– Tiempo medio (TM) (en s). Tomando el cuadrado de la señal como una densidad de energía, se calcula este estimador que indica dónde se concentra la energía de la señal¹⁷. Trasladando las ecuaciones al análisis de señales discretas:

$$TM = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} t \cdot x_i^2 \cdot \Delta t}{ET} = \frac{1}{f_m^2} \cdot \frac{\sum_{i=0}^{N-1} i \cdot x_i^2}{ET}$$

Desviación estándar en el tiempo (TSD) (en s), o segundo momento respecto al "tiempo medio", entendiendo el cuadrado de la señal como una función de densidad. Es un indicador de la duración de la señal¹⁷, puesto que en el intervalo $\pm 2 \cdot TSD$ está incluida aproximadamente el 95% de la energía de la señal. Realizando el estudio en tiempo discreto, lo calculamos como:

$$TSD^2 = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (t - TM)^2 \cdot x_i^2 \cdot \Delta t}{ET} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (i/f_m - TM)^2 \cdot x_i^2}{f_m \cdot ET}$$

A diferencia de TL, no utilizamos un valor umbral para su cálculo, evitando con ello errores cometidos por la fijación de ese valor límite¹⁸ y que influya sobre el resultado la morfología del electroenterograma.

De forma paralela, independientemente de estos ficheros de corta duración, el programa registra tanto la señal manométrica como la electroenterográfica de toda la sesión de registro, para que una vez procesada nos permita calcular y estudiar los índices de motilidad, tanto manométricos como mioeléctricos, pero esto será objeto de posteriores artículos.

Como se expondrá en artículos posteriores, el sistema informático nos permite utilizar técnicas de análisis frecuencial, con todas las ventajas que éstas nos aportan. Se obtienen así índices de motilidad electromiográficos, como los que se observan en la figura 1, que traducen fielmente la presión intestinal, permitiéndonos sustituir los registros manométricos por mioeléctricos, de más fácil adquisición y señales libres de artefactos. Esto nos permite sentar las bases para comenzar a registrar la motilidad intestinal con electrodos situados sobre la piel del abdomen, con la importancia clínica que pueden suponer estos progresos.

Resultados

Tras poner a punto el sistema de registro, evaluando todos los factores que influyen en la adquisición (ganancia de los amplificadores, determinación de la línea base, frecuencia de muestreo, etc.), se obtienen, según el protocolo descrito con anterioridad, 12 registros completos de la actividad eléctrica y presiva, que incluyen tanto la actividad en ayunas como en postingesta. Se registran 989 min sobre el duodeno, 765 min sobre el ángulo de Treitz y 638 min sobre el yeyuno, de los cuales, 1.779 corresponden a la actividad en ayunas y 613 min en postingesta.

Con el sistema descrito, se pueden extraer complejos de onda presiva-electroenterograma con los que estudiar tanto los parámetros que describen la onda de presión y el potencial de acción como la relación existente entre ellos.

De forma aleatoria, el sistema informático registra complejos de presión-eléctrico, nueve ficheros de un minuto cada media hora de registro, garantizando así la aleatoriedad e independencia de los datos para la realización del estudio estadístico. De esta forma se obtienen 3.837 complejos, de los cuales 2.649 corresponden a situación de ayuno y 1.188 en postingesta.

Se realiza una estadística descriptiva de todos los parámetros calculados –como se puede observar en la tabla 1 para los manométricos, y en la tabla 2 los referentes al electroenterograma–, diferenciando la actividad en ayunas de la actividad en postingesta.

La media de la presión media relativa oscila entre 34,72 mmHg en el duodeno (se registraron algunas ondas en fase III del CMM) a 19,24 mmHg del ángulo de

TABLA 1. Análisis descriptivo de los parámetros manométricos en el duodeno, el ángulo de Treitz y el yeyuno

	Ayuno (n = 1.282)		Postingesta (n = 439)	
	RMP (mmHg)	PA (mmHg-s)	RMP (mmHg)	PA (mmHg-s)
Duodeno				
Media	34,72	39,93	17,92	19,68
DE	23,15	30,42	9,83	10,24
Variancia	560,89	981,20	99,53	109,59
Máximo	125,74	232,16	52,69	65,27
Mínimo	3,32	4,13	3,77	4,31
Ángulo de Treitz				
Media	19,24	15,71	17,41	16,16
DE	10,84	7,36	9,93	7,65
Variancia	118,67	55,24	101,89	58,77
Máximo	51,59	49,59	58,12	51,65
Mínimo	3,01	4,05	3,16	4,02
Yeyuno				
Media	21,61	16,31	15,59	10,91
DE	10,75	6,81	7,92	4,57
Variancia	116,60	52,75	62,79	20,93
Máximo	56,86	57,14	45,51	34,10
Mínimo	5,54	4,04	6,01	4,01

DE: desviación estándar; n: número ondas de presión a estudio; PM: presión máxima de la onda; PMR: presión máxima relativa de la onda; PA: área de presión de la onda.

Treitz. Así, la máxima presión obtenida fue de 125,74 mmHg en una fase III en el duodeno. Si exceptuamos estos registros en fase III, las presiones son similares en todas las localizaciones, siendo algo más inferiores cuando se obtienen durante el período postingesta.

Discusión

El sistema computarizado descrito, diseñado por el equipo de investigación, permite el registro en tiempo real del electroenterograma y de la señal manométrica simultáneamente, utilizando electrodos bipolares implantados en la serosa y microbalones submucosos como sensores para captar las señales procedentes del intestino.

El registro manométrico tiene como principal inconveniente el ser susceptible a interferencias que se producen con los movimientos y posturas adoptadas por el animal, que provocan un aumento de la presión intraabdominal, lo que conlleva a errores en las lecturas de los datos (fig. 2). Ponce¹⁹ llegó a registrar presiones de hasta 50-60 mmHg en todos los sistemas, simultáneamente, cuando el animal ladraba o se movía. Existen líneas de investigación encaminadas a eliminar o minimizar esas interferencias, discerniendo los ruidos de las contracciones^{20,21}.

Por otra parte, como hemos podido comprobar personalmente, surgen problemas de origen técnico^{22,23}, al tener que calibrar minuciosamente el sistema de presiones para evitar falsas mediciones, cuidando diariamente con esmero los catéteres para preservar su integridad. En definitiva, mantener los catéteres viables para el registro supone un gran esfuerzo para el equipo investigador. Cabe mencionar que el fin de las experiencias en un determinado animal siempre ha estado influido por el fallo en el sistema de presiones. Sin embargo, el registro de seña-

TABLA 2. Análisis descriptivo de los parámetros eléctricos de los grupos de análisis en ayunas y postingesta

	Ayuno						
	PPV (mV)	VRMS (mV)	TL (s)	NUMP	ET (mV2-s)	MT (s)	TSD (s)
Duodeno (n = 1.282)							
Media	2,57	0,24	0,66	7,62	0,23	1,37	0,82
DE	1,06	0,09	0,44	4,22	0,16	0,37	0,26
Variancia	1,13	0,01	0,19	18,16	0,02	0,14	0,07
Máximo	3,97	0,53	1,70	28,00	0,97	2,81	1,53
Mínimo	0,45	0,06	0,00	1,00	0,01	0,63	0,27
Ángulo de Treitz (n = 630)							
Media	1,29	0,13	0,74	6,77	0,27	1,72	0,74
DE	0,66	0,04	0,42	3,68	0,13	0,39	0,17
Variancia	0,45	0,00	0,18	14,37	0,02	0,15	0,03
Máximo	3,41	0,23	1,70	29,00	0,70	2,98	1,25
Mínimo	0,30	0,03	0,00	1,00	0,02	0,47	0,36
Yeyuno (n = 737)							
Media	1,87	0,19	0,67	6,42	0,32	1,57	0,74
DE	0,63	0,04	0,34	2,72	0,13	0,33	0,18
Variancia	0,40	0,00	0,12	7,54	0,02	0,11	0,03
Máximo	3,97	0,47	1,70	27,00	0,79	2,86	1,32
Mínimo	1,17	0,16	0,17	3,00	0,09	1,09	0,42
Postingesta							
Duodeno (n = 439)							
Media	1,95	0,20	0,67	6,21	0,15	1,37	0,91
DE	1,01	0,07	0,47	3,39	0,10	0,34	0,24
Variancia	1,03	0,01	0,23	11,83	0,01	0,12	0,06
Máximo	3,97	0,46	1,70	31,00	0,71	2,94	1,48
Mínimo	0,45	0,06	0,00	1,00	0,01	0,53	0,32
Ángulo de Treitz (n = 499)							
Media	1,39	0,14	0,73	6,88	0,29	1,71	0,72
DE	0,69	0,04	0,40	3,46	0,14	0,38	0,18
Variancia	0,49	0,00	0,16	12,27	0,02	0,15	0,03
Máximo	3,62	0,24	1,70	27,00	0,76	3,14	1,34
Mínimo	0,24	0,03	0,00	1,00	0,01	0,68	0,27
Yeyuno (n = 250)							
Media	1,54	0,14	0,76	6,22	0,31	1,52	0,73
DE	0,83	0,05	0,45	3,29	0,18	0,37	0,21
Variancia	0,69	0,00	0,20	11,21	0,03	0,14	0,04
Máximo	3,21	0,26	1,67	24,00	0,90	2,66	1,40
Mínimo	0,25	0,05	0,00	1,00	0,03	0,88	0,39

DE: desviación estándar; n: número electroenterogramas a estudio; VPP: tensión pico a pico del potencial de acción; VRMS: valor eficaz de la señal; TL: duración del potencial de acción; NUMP: número de picos del potencial de acción; ET: energía de la señal en el dominio temporal; TM: tiempo medio, indicador de donde se concentra energéticamente el electroenterograma; TSD: desviación estándar del tiempo, indicador de duración de la señal.

les eléctricas es más cómodo y requiere menos atenciones, y el esfuerzo se ve recompensado con registros de alta calidad.

El sistema nos permite realizar análisis temporales, estudiando cada potencial de acción tanto independientemente como en su relación con la onda de presión tipo I, pudiéndose determinar qué parámetros están estrechamente relacionados, lo cual será objeto de artículos posteriores. Este estudio nos permitirá orientar correctamente el análisis de registros de larga duración, es decir, definir el índice de motilidad.

Los valores de presión obtenidos con los microbalones son similares a los registrados con otras técnicas mano-

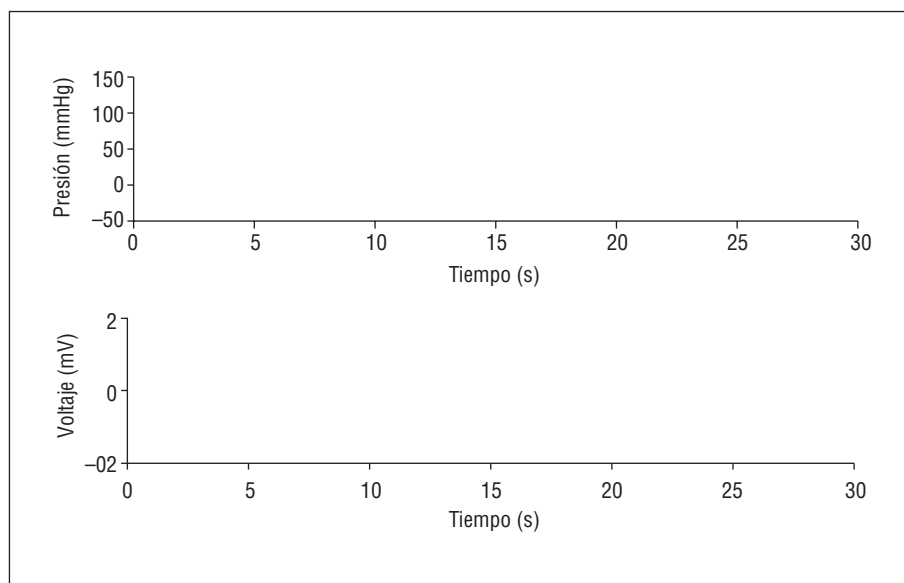


Fig. 2. Registro simultáneo de un minuto de duración en el ángulo de Treitz, donde podemos ver un artefacto en el registro manométrico (superior) producido por un ladrido, sin afectarse el electroenterograma (inferior).

métricas, con patrones de motilidad concordantes con la bibliografía²⁴⁻³⁰.

Las ondas de presión tipo I son las que con más frecuencia se suceden en el intestino delgado, tanto en períodos de ayunas como de postingesta. Obtenemos unas PMR del orden de 125 mmHg durante una fase III, como se puede apreciar en la tabla 1, siendo estos valores algo mayores a la bibliografía consultada³¹⁻³³; así, Ponce¹⁹ detecta ondas de presión tipo I de hasta 90-100 mmHg.

Durante la actividad postingesta, las presiones registradas son más uniformes, obteniéndose unas PMR entre 45 y 60 mmHg. Durante los registros en ayunas las presiones varían mucho entre las fases del CMM, dependiendo en qué fase se localicen los grupos de análisis. No sucede así en los períodos de postingesta, ya que al ser las presiones más uniformes no hay tanta diferencia entre ellas.

Los potenciales de acción registrados tienen una VPP un poco menor de 4 mV, siendo estos valores superiores a los hallados por otros autores, según hemos podido comprobar en la bibliografía revisada. Parrilla³⁴ obtiene potenciales de acción de 1,5-2 mV en registros con electrodos bipolares, y de 4 mV mediante la utilización de electrodos monopares. No obstante, hay que resaltar que la amplitud registrada depende de la distancia entre las agujas del electrodo, obteniéndose voltajes mayores cuanto más separados están³⁵.

En conclusión, podemos afirmar que el sistema descrito permite adquirir simultáneamente actividad manométrica y eléctrica originada en el intestino delgado. Por otra parte, el posterior análisis de los datos nos permite parametrizar las ondas de presión tipo I y el electroenterograma, obteniendo parámetros que nos facilitan el estudio de la motilidad intestinal.

Agradecimientos

El presente artículo forma parte de un trabajo premiado por la Real Academia de Medicina de Valencia.

La realización de este trabajo ha sido posible gracias a las becas de la Generalidad Valenciana (GV99-170-1-12) y del Instituto de Salud Carlos III (Ministerio de Sanidad) (expediente 00/1039).

Nuestro agradecimiento al equipo humano del Centro de Investigación del Hospital Universitario La Fe de Valencia, que tanto esmero puso en el cuidado de los animales.

Bibliografía

- Christensen J. Statistics of contractions at a point in the human duodenum. *Am J Physiol* 1971; 221: 1818-1823.
- Dorph S. A new disposable probe for recording intraluminal pressure and electric potentials in the human gastrointestinal tract. *Gut* 1972; 13: 732-734.
- Mearin F. Gastrointestinal manometry: a practical tool or a research technique. *J Clin Gastroenterol* 1993; 16: 281-291.
- Martínez de Juan J. Intestinal motility: correlation between the pressure and the electrical signal from the small gut. 19th International Conference. Chicago: IEEE MBS, 1997; 1130-1133.
- Álvarez WC. The electrogastrogram and what it shows. *JAMA* 1922; 78: 1116-1119.
- Reddy S. Effect of electrode configuration and time constant on colonic in vitro slow waves. *Gastroenterol* 1986; 91: 1065.
- Crenner F. Ag/AgCl electrode assembly for thin smooth muscle electromyography. *Med Biol Eng Comput* 1989; 27: 346-356.
- Stam R. Computer analysis of the migrating motility complex of the small intestine recorded in freely moving rats. *J Pharmacol Toxicol Methods* 1995; 33: 129-136.
- Barnett T. Microcomputer analysis and display of canine small intestinal electrical activity. *Med Biol Eng Comput* 1987; 25: 672-676.
- Sarna S. In vivo myoelectric activity: methods, analysis and interpretation. En: Wood J, editor. *Handbook of physiology, gastrointestinal motility and circulation*. Bethesda: American Physiology Society, 1989; 817-863.
- Janssens W. Relation between slow-wave frequency and spiking activity during the migrating myoelectric complex in dogs. *Pflügers Archiv* 1992; 421: 492-496.
- Bass P. In vivo electrical activity of the small bowel. En: American Physiology Society, editor. *Handbook of physiology alimentary canal*. Washington: Williams & Wilkins Company, 1968; 2051-2074.
- Szurszewski J. Configuration and frequency gradient of electric slow wave over canine small bowel. *Am J Physiol* 1970; 218: 1468-1473.
- Diamant N. Nature of the intestinal slow-wave frequency gradient. *Am J Physiol* 1969; 216: 301-307.
- Cohen S. Movement of the small and large intestine. En: Sleisenger, editor. *Gastrointestinal Disease* (4.^a ed.). WB Saunders Company, 1989; 1088-1105.

16. Otterson M. Fisiología normal de la motilidad del intestino delgado. *Clin Quir North Am* 1993; 3: 1229-1249.
17. Cohen L. Time-frequency analysis. Prentice-Hall, 1995.
18. Challis RE. Signal preprocessing system for the small intestinal electromyogram. *Med Biol Eng Comput* 1989; 27: 117-124.
19. Ponce J. Método de registro de la actividad mecánica del intestino delgado en perros conscientes con microbalones introducidos en la submucosa. Estudio de su correlación con la actividad eléctrica. *Cir Esp* 1982; 36: 9-18.
20. Andersen MB. Discrimination between artefacts and contractions in pressure signals from the gastrointestinal tract by pattern recognition method. *Med Biol Eng Comput* 1996; 34: 336-343.
21. Andrioli A. Computer-supported analysis of continuous ambulatory manometric recordings in the human small bowel. *Med Biol Eng Comput* 1996; 4: 336-343.
22. Quigley E. Intestinal manometry-technical advances, clinical limitations. *Dig Dis Sci* 1992; 37: 10-13.
23. Quigley E. Antroduodenal manometry. Usefulness and limitations as an outpatient study. *Dig Dis Sci* 1992; 37: 20-28.
24. Wingate D. The small intestine. En: *A guide to gastrointestinal motility*, 1983; 128-156.
25. Sarna S. Cyclic motor activity; migrating motor complex. *Gastroenterol* 1985; 89: 894-913.
26. Weisbrodt N. Motility of the small intestine. En: Johnson L, editor. *Physiology of the gastrointestinal tract*. Nueva York: Raven Press, 1987; 631-663.
27. Andersen M. Consistency in manual scoring analysis of gastrointestinal pressure recordings. *Scand J Gastroenterol* 1989; 24: 321-328.
28. Gill R. The use of intraluminal strain gauges for recording ambulant small bowel motility. *Am J Physiol* 1990; 258: G610-G615.
29. Benson M. Small bowel motility following major intra-abdominal surgery: the effects of opiates and rectal cisapride. *Gastroenterol* 1994; 106: 924-936.
30. Holland R. An evaluation of an ambulatory manometry system in assessment of antroduodenal motor activity. *Dig Dis Sci* 1996; 41: 1531-1537.
31. Fink S. The intraluminal pressures changes in the intestine. *Gastroenterol* 1959; 36: 661-671.
32. Friedman G. Correlation of cineradiographic and intraluminal pressures changes in the human duodenum: an analysis of the functional significance of monophasic waves. *Gastroenterol* 1965; 49: 37-49.
33. Horowitz L. Intraluminal small intestinal pressures in normal patients and in patients with functional gastrointestinal disorders. *Gastroenterol* 1962; 42: 455-464.
34. Parrilla P. Electromiografía intestinal: estudio de la actividad eléctrica en perros conscientes durante los períodos de ayuno (complejo mioeléctrico interdigestivo) y tras la ingesta. *Cir Esp* 1981; 35: 271-284.
35. Oigaard A. Electrode problems in the recording of action potentials in the human small intestine. *Am J Dig Dis* 1974; 19: 1148-1153.