

UAM-I

152493

**ANALISIS ESPECTRAL DE LA
SEÑAL ELECTROMIOGRAFICA DEL
APARATO ESFINTERIANO ANORRECTAL //**

MARIA TERESA GARCIA GONZALEZ,

**TESIS DE MAESTRIA - BIOMEDICA
DICIEMBRE 1993 ✓**

**ASESOR:
DR. JOAQUIN AZPIROZ LEEHAN.**

24-X-95 *[Handwritten signature]*

SINODALES:

**MED. PROCT. FRANCISCO CUEVAS MONTES DE OCA
M. EN C. MIGUEL CADENA MENDEZ**

A MIS PADRES

INDICE

	PAG.
I.- INTRODUCCION	5
II.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
III.- OBJETIVOS	8
IV.- ANTECEDENTES	9
IV.A.- Electromiografía del Aparato Esfinteriano Anorrectal (AEAR)	9
IV.B.- Anatomía y Fisiología del AEAR	11
IV.C.- Modelo de Comportamiento del AEAR	17
IV.D.- Evolución de las Técnicas de Medición	24
IV.E.- Antecedentes del proyecto	31
V.- TECNICAS MATEMATICAS Y ESTADISTICAS	38
V.A.- Consideraciones de Ergodicidad y Estacionaridad para el Análisis Espectral en Señales Mieléctricas	38
V.B.- Estimación Espectral	41
VI.- MATERIAL Y METODO	48
VII.-DISCUSION Y RESULTADOS	61
VIII.- CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	72
IX.- REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	74

I.- INTRODUCCION

En nuestro medio las enfermedades del aparato digestivo presentan una gran incidencia debido por un lado al tipo de alimentación y por otro al estrés al que se está sometido constantemente al vivir en la ciudad más grande del mundo. En particular, las enfermedades relacionadas con la actividad del aparato esfinteriano anorrectal son generalmente adquiridas más que congénitas. Una de las principales causas y quizás la más común de los padecimientos en los esfínteres anales es la infección local inespecífica, la cual provoca fistulas o abscesos cuyo tratamiento quirúrgico generalmente presenta como consecuencia daño en el aparato esfinteriano anorrectal.

Las variables fisiológicas que informan sobre el estado de dicho aparato se han estudiado principalmente en base a técnicas manométricas. La manometría anorrectal se utiliza para medir las presiones que se desarrollan en el anorrecto y que son producto de los cambios de la actividad eléctrica muscular que producen la contracción, la relajación o el mismo mantenimiento del tono basal. Cabe mencionar que dichas técnicas manométricas sólo dan una estimación estática de un mecanismo fisiológico que cambia constantemente[37]. Por otro lado, aún cuando se han efectuado estudios de la actividad mioeléctrica anorrectal, estos estudios no se han realizado bajo condiciones convenientes para aplicar el análisis de señales, aunque en ocasiones se ha efectuado un procesamiento fundamentalmente de tipo determinístico. El presente trabajo propone una metodología alterna y los resultados preliminares del procesamiento estocástico aplicado a las señales mioeléctricas de altas frecuencias en el aparato esfinteriano anorrectal (AEAR) de sujetos normales. El aplicar el procesamiento estocástico en el análisis de la señal adquirida permite considerar el carácter aleatorio implícito en todo proceso de medición.

La medición de la función anorrectal se ha estudiado usualmente por manometría, la cual se considera como no invasiva. En ocasiones se ha utilizado en combinación con la electromiografía pero registrando sólo la señal mioeléctrica del esfínter anal externo. La medición de la actividad mioeléctrica del AEAR completo no es un procedimiento sencillo debido a que en general, es necesario utilizar como mínimo dos o tres electrodos de aguja (método invasivo) para su evaluación, además de controlar una serie de factores y características en los sujetos de estudio. Cuando se emplean electrodos de superficie se hace necesario tener mucho control sobre el mantenimiento del contacto entre el electrodo y la superficie de registro, lo cual es bastante complejo dada la naturaleza de la región de estudio.

El presente trabajo reporta las experiencias adquiridas con la utilización de métodos no invasivos, empleando electrodos de superficie montados en una sonda para evaluar la actividad mioeléctrica de dicho aparato y los resultados obtenidos con técnicas invasivas, utilizando dos electrodos monopolares de aguja.

II.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El empleo de la manometría para valorar la función anorrectal de una manera global, ha sido de interés en el campo clínico desde hace varias décadas, pues permite medir varios factores que contribuyen con la continencia fecal, como son la longitud y las presiones de reposo del conducto anal, presiones de contracción (músculo voluntario), mecanismos de reflejo, la capacidad rectal, la distensibilidad rectal y la dinámica de la defecación[6]. Sin embargo, cuando se desea diferenciar el comportamiento de cada uno de los músculos que conforman al AEAR, se hace necesario el empleo de otras técnicas más sofisticadas o precisas como puede ser la electromiografía. Al revisar el estado del arte de esta última técnica de medición aplicada al AEAR en el campo clínico es notorio el hecho de que su empleo es mínimo, si no es que nulo[2]. Sin embargo, en el campo de la investigación se han reportado varios trabajos, aunque hasta la fecha no se ha llegado a estandarizar el método para usarla, ni el tipo de procesamiento a realizar de la señal mioeléctrica adquirida.

El propósito del presente trabajo es proponer una metodología que nos permita, en base al modelo de comportamiento del AEAR obtenido a través de la manometría y del empleo de técnicas de procesamiento estocástico de información, evaluar la señal electromiográfica de dicho aparato durante diversas maniobras (reposo, contracción máxima voluntaria y pujo), en sujetos sanos para lo cual se describe el protocolo empleado para el registro y caracterización de esta señal. Asimismo, se pretende a través del análisis en frecuencia realizado correlacionar los resultados obtenidos, con la fisiología de este segmento del tracto gastrointestinal, con el fin de poder caracterizar a cada uno de los esfínteres que lo conforman.

III.- OBJETIVOS

- Utilizar una metodología que permita evaluar dinámica y cuantitativamente la actividad del aparato esfinteriano anorrectal durante diversas maniobras (reposo, contracción máxima voluntaria y pujo) correspondientes a distintas fases de la actividad normal del AEAR.

- Utilizar técnicas de procesamiento estocástico de información, en el análisis de las señales mioeléctricas del AEAR para obtener información difícilmente obtenible a partir del procesamiento determinístico empleado en la actualidad.

- Correlacionar los resultados obtenidos a partir del procesamiento estocástico, con la fisiología de este segmento del tracto gastrointestinal, con el fin de llegar a caracterizar por un lado a la señal electromiográfica del aparato esfinteriano anorrectal durante las diversas maniobras (reposo, contracción máxima voluntaria y pujo) y por el otro, llegar a caracterizar a cada uno de los esfinteres que lo conforman.

IV.- ANTECEDENTES

IV.A.- ELECTROMIOGRAFIA DEL APARATO ESFINTERIANO ANORRECTAL.

La ELECTROMIOGRAFIA (EMG) es la disciplina que se ocupa de la detección, análisis y uso de la señal eléctrica que emana de los músculos, la cual está directamente relacionada con su actividad. La señal electromiográfica representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, el cual aumenta con el número de fibras excitadas y éstas a su vez lo hacen dependiendo si el músculo se encuentra en contracción y disminuyen si el músculo se relaja. Esta, es una señal excesivamente complicada que se ve afectada por las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos que le dan origen, así como por el esquema de control del sistema nervioso, y por las características de la instrumentación empleada para detectarla y observarla[37].

EL APARATO ESFINTERIANO ANORRECTAL (AEAR) es una unidad funcional compuesta por músculo liso (involuntario, regido por el sistema nervioso autónomo) y por músculo estriado (voluntario, regido por el sistema nervioso somático), que actúa sobre el conducto anal (porción terminal del tracto intestinal), el cual mide de 3 a 4 cm de longitud, que principia en la unión anorrectal y termina en el anillo anal[12], como puede observarse en la figura 1. Dicho conducto al encontrarse rodeado por los músculos liso y estriado y debido a la contracción tónica de éstos, está completamente plegado y aparece sólo como una ranura anteroposterior.

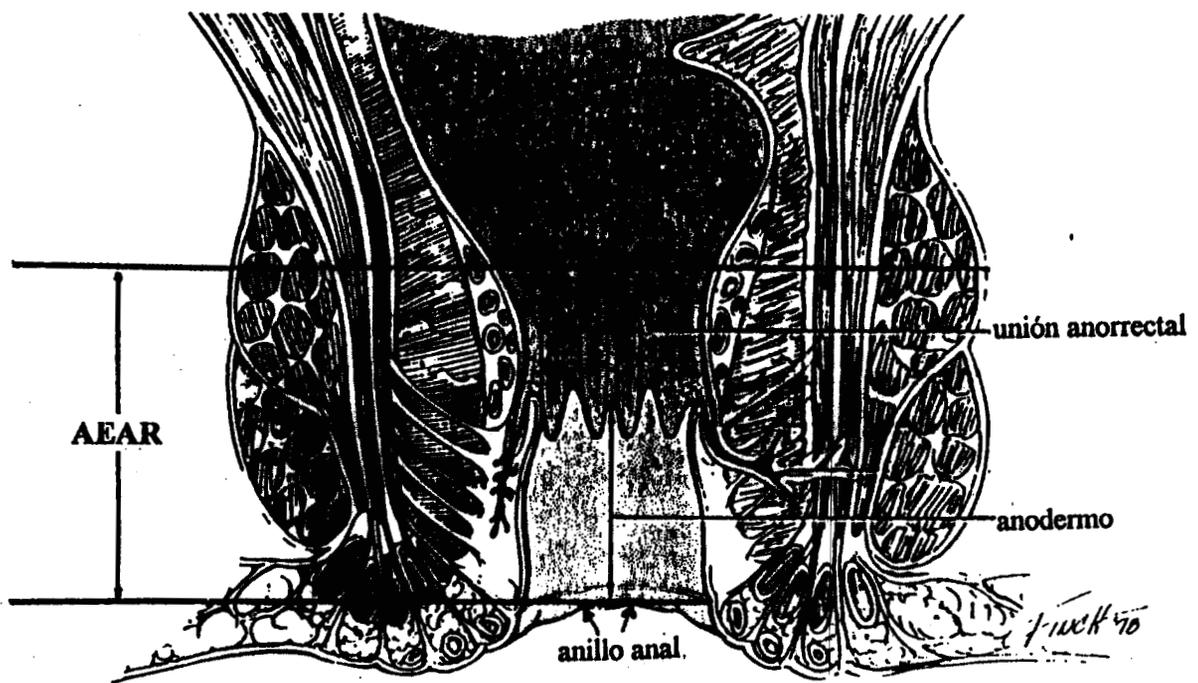


Figura 1.- El Aparato Esfinteriano Anorrectal.

IV.B.- ANATOMIA Y FISIOLOGIA DEL AEAR.

Como ya se mencionó, el AEAR es una unidad funcional que actúa sobre el conducto anal que mide de 3 a 4cm de longitud. Aproximadamente, a la mitad de este conducto existe una línea dentada, localizada a unos 2cm del anillo anal, en el cual se engruesa el recubrimiento y adquiere color, folículos pilosos, glándulas, y otras características histológicas de la piel normal. Cerca de la línea dentada, el epitelio es innervado por el sistema nervioso autónomo, mientras que distalmente, el recubrimiento es innervado en forma difusa por el sistema nervioso somático[12,24].

Anatómicamente o estructuralmente el AEAR, puede ser considerado como dos tubos concéntricos de músculo[12]. La parte interna consiste de mucosa, submucosa y las capas circular y longitudinal del músculo liso. La parte externa, en forma de embudo, consiste de músculo esquelético que está bajo control voluntario. La figura 2 muestra las principales características anatómicas del AEAR.

El músculo liso es el mismo que aquél que forma la capa interna de todo el tubo digestivo, sólo que a este nivel (de 1 a 1.5cm por debajo de la línea dentada), se encuentra condensado formando lo que se conoce como el ESFINTER ANAL INTERNO. El músculo del esfínter interno está bajo control de varias ramificaciones del nervio pélvico esplácnico. Este esfínter está innervado tanto por nervios simpáticos como parasimpáticos, que supuestamente llegan al músculo por la misma vía que conduce al recto inferior. El nervio simpático es motor y el nervio parasimpático inhibitorio del esfínter. La zona sensoria autónoma está situada en la porción terminal de la mucosa rectal, cuya innervación es mediada probablemente por los nervios parasimpáticos. Los nervios hipogástricos realizan la función autónoma sensorial transportando sus impulsos hacia L1 y L2, [2], como se esquematiza en la figura 3.

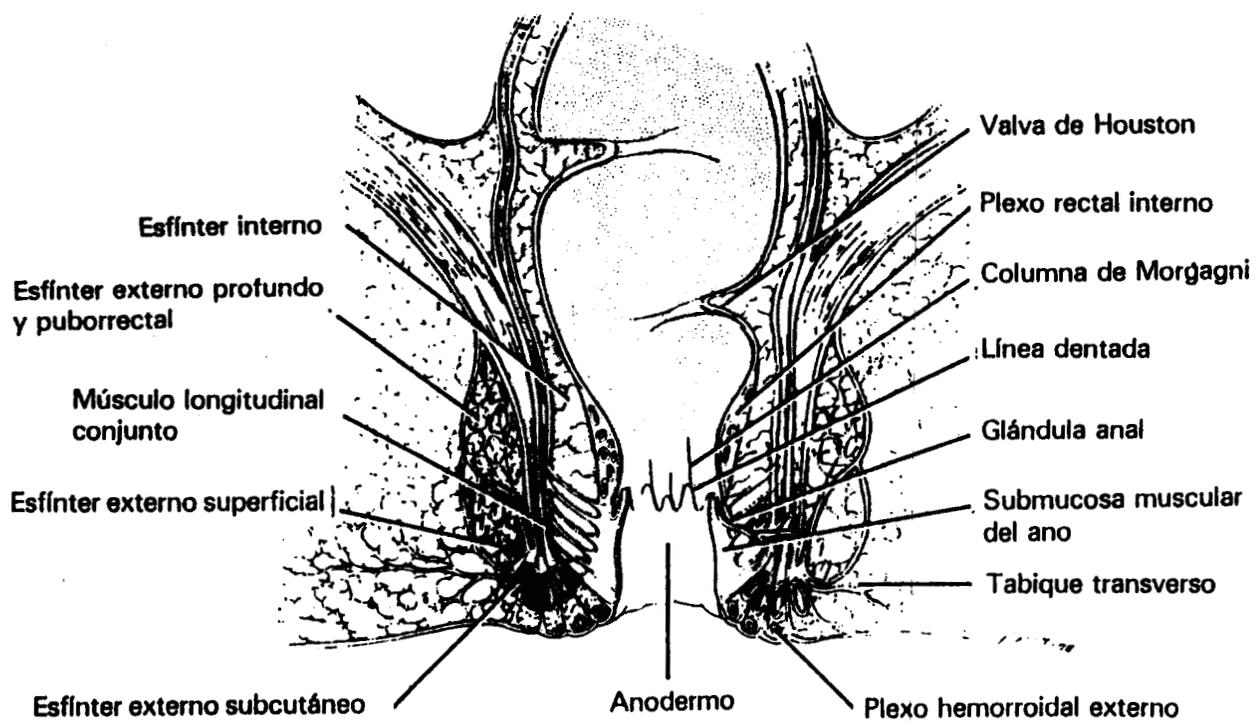


Figura 2.- Principales características anatómicas anorrectales.

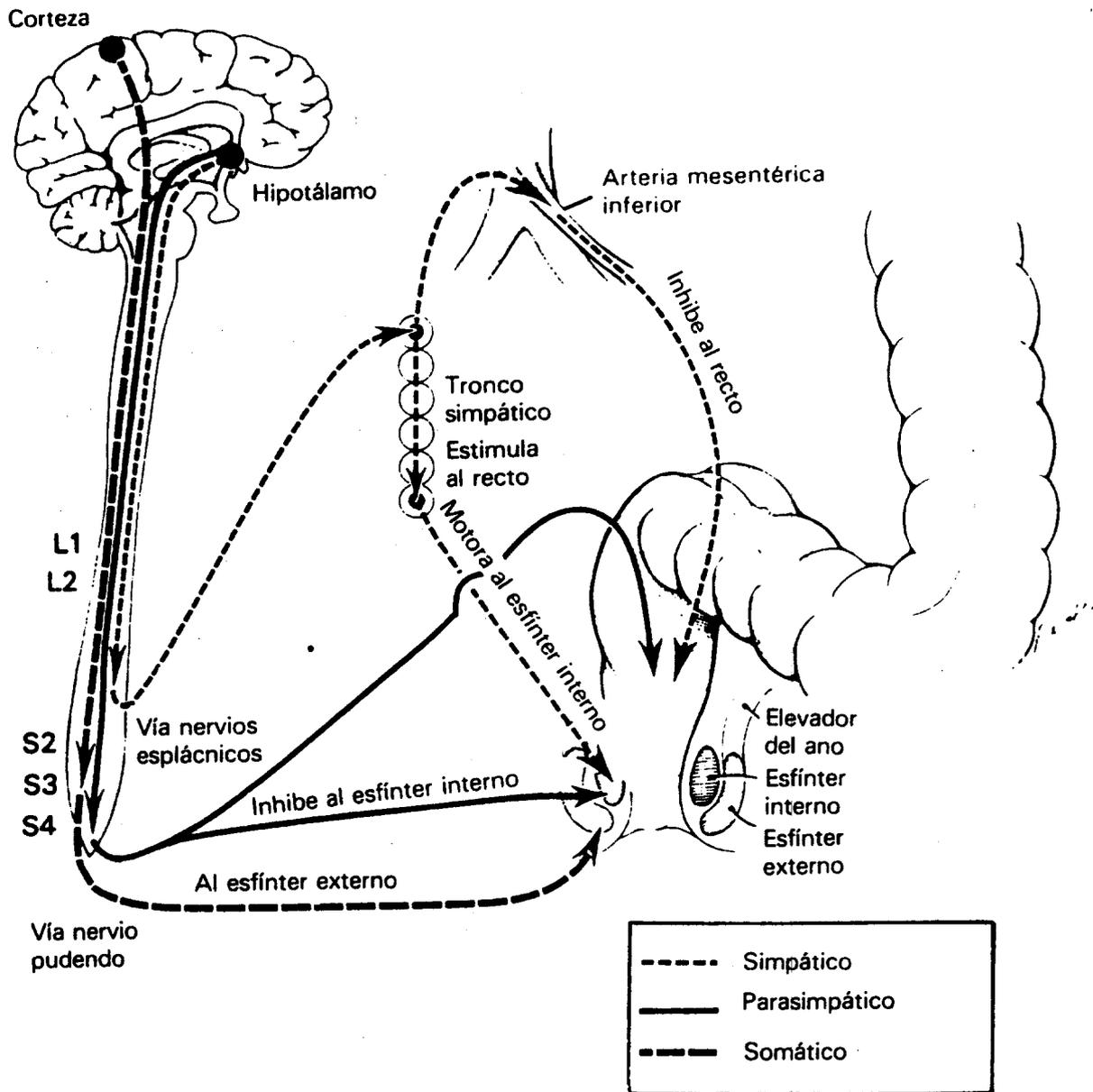


Figura 3.- Inervación del esfínter interno y externo

Como puede observarse en la figura 4, el músculo estriado forma 3 asas en dirección horizontal: la superior, la intermedia y la inferior; conformándose así lo que se conoce como el ESFINTER ANAL EXTERNO. El asa superior desvía al conducto anal hacia adelante y hacia arriba. El asa intermedia lleva a dicho conducto hacia atrás. El asa inferior desvía al conducto anal hacia abajo y se inserta en la piel perineal. Mediante este mecanismo de tres asas se puede conseguir la oclusión hermética del conducto anal. El músculo voluntario, también constituye al haz puborrectal, que es la continuación cefálica del asa superior del esfínter externo. El esfínter anal externo y los músculos del piso pélvico, sólo pueden contraerse por periodos de 40 a 60 seg.

Como se ilustra en la figura 3, el esfínter anal externo está innervado por la rama rectal inferior del nervio pudendo interno y la rama perineal del cuarto nervio sacro. La sensación cutánea experimentada por la región perineal y en la pared del conducto anal por debajo de la línea dentada, es transmitida por las fibras aferentes en los nervios rectales inferiores; por lo tanto se puede suprimir por medio de un bloqueo del nervio rectal inferior. El área sensora somática del esfínter externo y de la zona recto-púbica se encuentra bajo control central y provee el mecanismo para discriminar si el estado físico del contenido intestinal es líquido o gaseoso.

Funcionalmente el AEAR se encarga de la continencia fecal, es decir, evitar la salida involuntaria del contenido intestinal. Dicha continencia es la habilidad para reconocer, por un lado, cuando el ampulla rectal (porción inmediata superior al AEAR, tercio distal del recto), ilustrada en la figura 5, ha sido ocupada por contenido fecal y por otro, la habilidad para retener dicho contenido hasta que su evacuación sea voluntaria y socialmente adecuada.

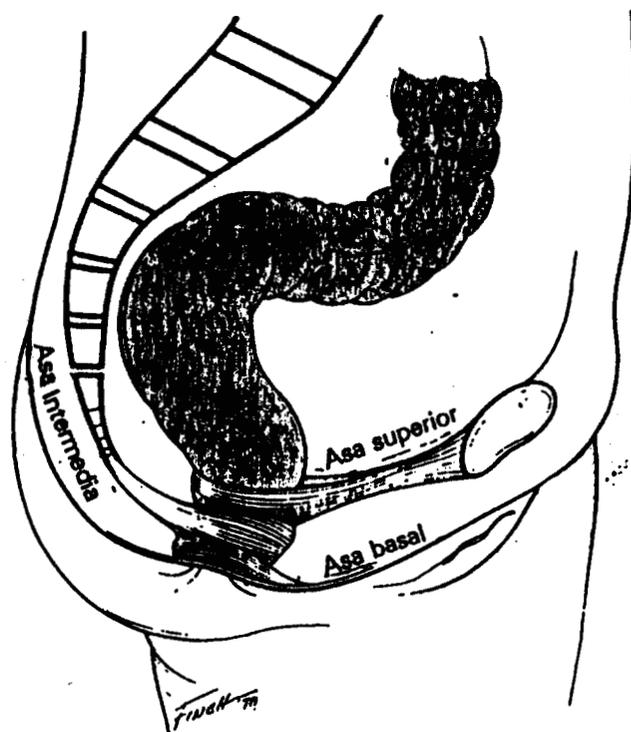


Figura 4.- Asas del esfinter anal externo

Para mantener la continencia, ambos esfínteres mantienen un tono contráctil. De hecho su estado normal es el de la contracción tónica. El bloqueo de los nervios somáticos sugiere que cerca de las dos terceras partes del tono de reposo o basal, se debe al esfínter interno[10], sin embargo, su daño no necesariamente conduce a la incontinencia[30].

Se ha propuesto que la presión que se registra en el conducto anal depende, no tanto de la capacidad de los músculos para contraerse alrededor de éste, sino más bien de su capacidad para resistirse a la apertura de los mismos[28]. La adhesión de las superficies húmedas del recubrimiento mucoso del conducto anal tendría que ser disuelta para permitir que se abriera el espacio potencial.

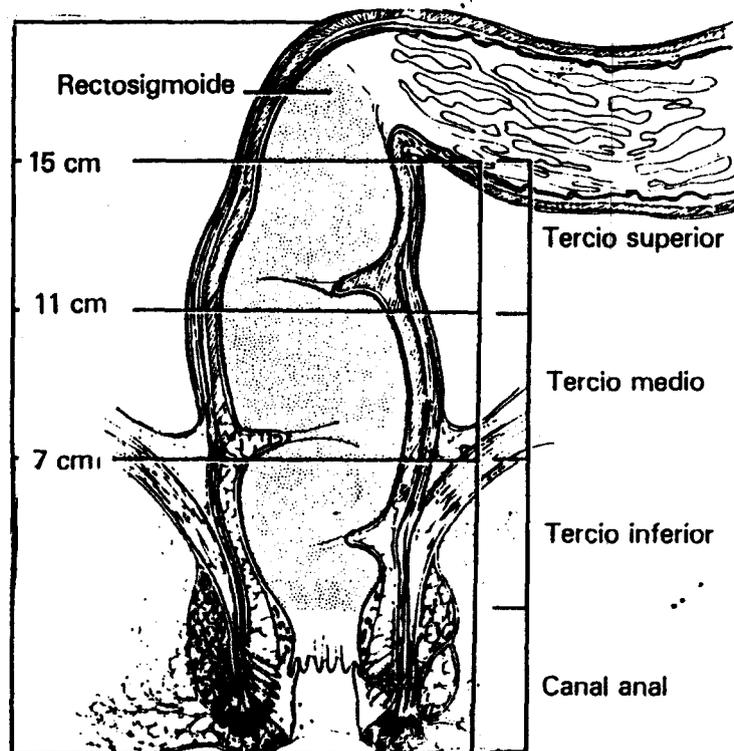


Figura 5.- Los tres niveles del recto.

IV.C.- MODELO DE COMPORTAMIENTO DEL AEAR.

Los mecanismos de la continencia y la defecación no se conocen completamente, pero ambos involucran interacciones entre factores anatómicos y fisiológicos. Dentro de los factores anatómicos o morfológicos se encuentran:

a).- El mecanismo o sistema de triple asa del esfínter anal externo[12,30], observado en la figura 4, mediante el cual se puede conseguir la oclusión hermética del conducto anal ya que el asa superior ejerce tracción hacia arriba y hacia adelante, la intermedia horizontalmente y hacia atrás, y la basal hacia abajo y hacia adelante, con lo cual se señala que a menos que las tres asas fueran destruidas, cualquiera de ellas podría actuar por sí sola como un esfínter que mantendría la continencia para las evacuaciones sólidas, aunque no necesariamente para las líquidas o las gaseosas.

b).- El ángulo anorrectal (existente entre el eje del recto y del conducto anal), ilustrado en la figura 6, que en condiciones normales mide de 80° a 85° y que es modificado (siendo menos agudo), cuando la cadera se flexiona más de 90° . De aquí la importancia de la posición en cuclillas para mejorar la defecación.

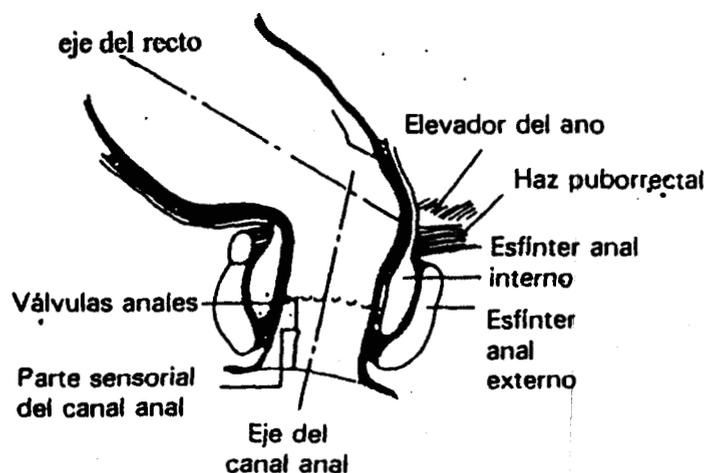


Figura 6.- Ángulo anorrectal.

Dentro de los factores fisiológicos o funcionales se encuentran:

- a).- Los componentes sensoriales (fibras nerviosas terminales), que discriminan el estado físico del contenido intestinal (sólido, líquido o gaseoso).
- b).- El tono basal generado por la actividad eléctrica continua del músculo liso.
- c).- Los reflejos esfinterianos, como son:
 - Reflejo recto-anal inhibitorio
 - Reflejo de umbral.

El reflejo recto-anal inhibitorio se presenta cuando existe contenido intestinal que distiende al recto provocándose de esta manera el relajamiento involuntario del esfínter anal interno y en forma refleja la contracción del esfínter anal externo, como se esquematiza en la figura 7. El reflejo de umbral se refiere a la cantidad mínima de contenido intestinal que provoca una respuesta significativa del AEAR.

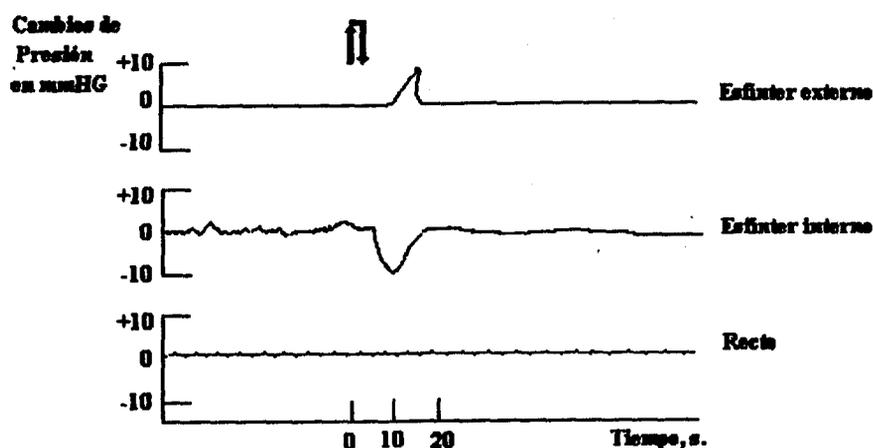


FIGURA 7.- Reflejo Recto-Anal Inhibitorio. Las flechas indican la distensión transiente del recto, la cual inicia la relajación del esfínter anal interno y normalmente la contracción refleja del esfínter anal externo.

De esta manera y en base al análisis convencional del AEAR (técnicas manométricas realizadas con el paciente en la posición de decúbito lateral izquierdo), se tiene el siguiente modelo de comportamiento de la función esfinteriana:

1.- Los esfínteres se caracterizan por tener un alto tono en reposo, mayor que en los segmentos adyacentes, obteniendo como resultado que esta zona intraluminal de alta presión separe funcionalmente el lumen de los segmentos contiguos[36]. Debido a la contracción tónica de éstos, el conducto anal está totalmente plegado y aparece sólo como una ranura anteroposterior. Por otra parte, los esfínteres se relajan en respuesta al estímulo apropiado, permitiendo de esta forma el flujo del segmento más proximal al distal; además, presentan contracciones como reacción al estímulo en el segmento distal, inhibiendo por lo tanto, el flujo retrógrado. Como consecuencia de estas características, los esfínteres actúan usualmente, como válvula de un solo sentido como lo muestra la Figura 8.

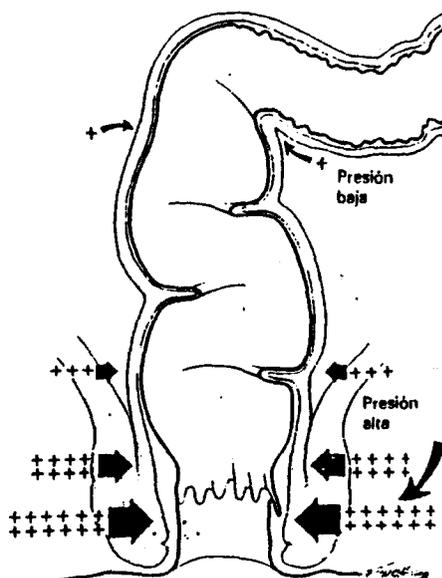


Figura 8.- Zona de alta presión del AEAR.

2.- El AEAR conlleva interacciones entre el músculo liso del esfínter anal interno y el músculo estriado del esfínter anal externo y ambos esfínteres participan en la retención fecal y la defecación, como se esquematiza en la figura 9. Así, los reflejos disparados por la distensión rectal, simultáneamente relajan al esfínter anal interno y contraen al esfínter anal externo como lo muestra la figura 7 que ilustra al reflejo recto anal inhibitorio; mientras que durante la defecación ambos esfínteres se relajan.

El descenso de la materia fecal al ámpula rectal desencadena los siguientes eventos:

- a).- Distensión de la pared rectal. Este fenómeno estimula a los tensorreceptores, situados en dicha zona dando como resultado la percepción consciente de la necesidad de defecar.
- b).- Relajamiento del esfínter de músculo liso, debido a la presencia de contenido fecal en la parte alta del conducto anal, donde la rica inervación permite diferenciar la naturaleza del contenido (sólido, líquido o gaseoso).
- c).- Contracción del esfínter voluntario. De acuerdo con la intensidad de la necesidad de defecar, la contracción breve del esfínter externo se refuerza con la del músculo elevador del ano. Sin embargo, como todo músculo estriado, no puede mantener la contracción por mucho tiempo sin llegar a la fatiga y a pesar de la persistencia del esfuerzo por la contracción, ésta disminuye rápidamente, manteniéndose cuando mucho un minuto aproximadamente.
- d).- Necesidad de desaparecer o disminuir la necesidad de defecar antes de que finalice el período de contracción voluntaria eficaz del esfínter externo. La disminución de la tensión de la pared rectal se realiza en 30 o 40 segundos, gracias a la distensibilidad de la pared rectal, lo que se conoce como la respuesta de acomodación del recto.

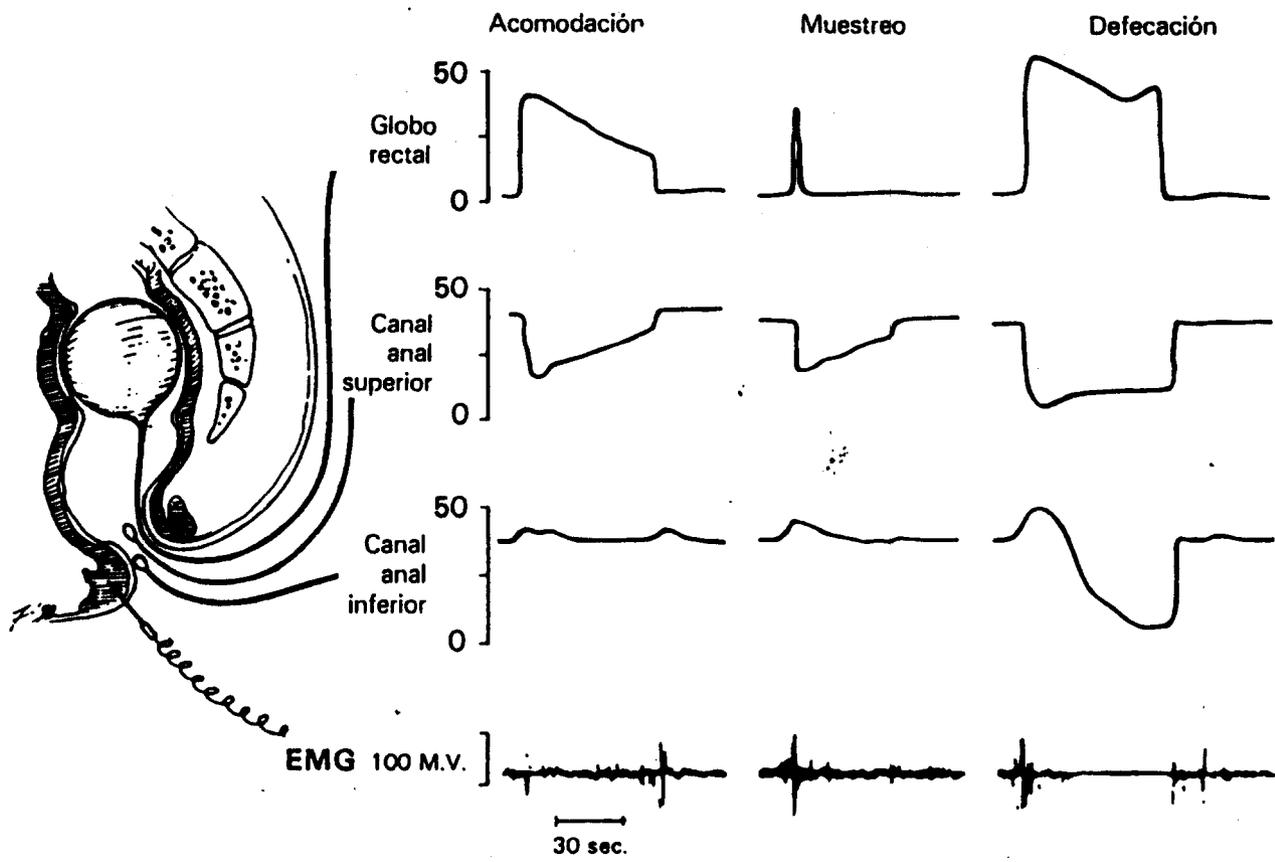


FIGURA 9.- Respuestas de acomodación y muestreo del AEAR.

Normalmente la defecación es una acción voluntaria y planeada, que combina reflejos intrínsecos, como la elevación de la presión intra-abdominal y la relajación del esfínter anal externo.

La defecación implica un doble fenómeno:

- a).- El propulsivo, el cual está asegurado por el aumento de la presión intra-abdominal asociado a una actividad contráctil de los músculos de la pared rectal.
- b).- La disminución de la resistencia a desechar la materia fecal por medio del relajamiento del músculo elevador del ano (provocando la disminución del ángulo rectal) y del aparato esfinteriano anorrectal.

De esta manera se ponen en evidencia dos puntos importantes de la parte terminal del tubo digestivo:

- a).- La capacidad de adaptarse a su contenido, gracias a su distensibilidad. Función capacitiva del recto.
- b).- La oposición al paso de la materia fecal hacia el exterior. Función resistiva del elevador del ano y del AEAR.

3.- Cuando las condiciones no son las adecuadas para defecar, se presenta la contracción voluntaria del esfínter anal externo manteniendo la continencia. Cuando el nivel de contracción del esfínter externo no es normal, se pueden presentar situaciones patológicas que van desde un ligero estreñimiento o constipación, hasta la obstrucción completa del intestino cuando la actividad del esfínter externo se encuentra aumentada; o bien la situación completamente opuesta, si la actividad del esfínter se encuentra disminuida o es nula, lo que se refleja en diferentes grados de incontinencia anorrectal. La figura 10 muestra la angulación entre el recto y el conducto anal durante la continencia y durante la defecación, generada al contraerse o relajarse el esfínter anal externo.

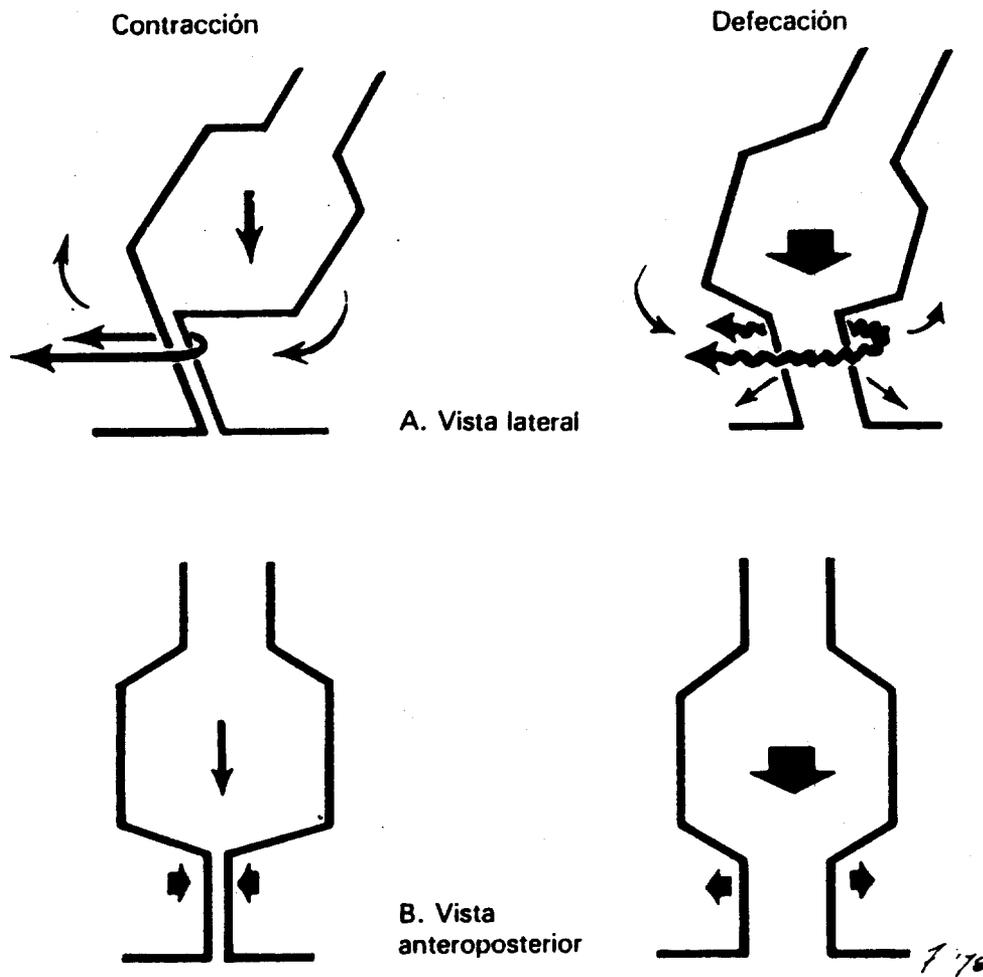


Figura 10.- La angulación entre el recto y el conducto anal durante la continencia y durante la defecación, generada al contraerse o relajarse el esfínter anal externo.

IV.D.- EVOLUCION DE LAS TECNICAS DE MEDICION.

En 1930 Beck[3], determinó que tanto en la contracción como en la relajación, existe una propagación de los potenciales de acción que son generados en el músculo esfintérico, los cuales disminuyen gradualmente en relación directa con la pérdida de actividad voluntaria del músculo.

En 1953 Floyd y Walls[11], experimentaron con electrodos de superficie y observaron que en pacientes en estado de reposo, existe una contracción anal tónica de grado variable. Cuando los músculos se someten a estímulos tales como aquéllos asociados con la contracción del esfínter, se presenta un marcado aumento del tono muscular y en consecuencia un aumento en la actividad de los potenciales eléctricos. También observaron que la defecación causa relajación del tono esfintérico y una disminución en los potenciales de acción y finalmente que el examen digital del recto genera vigorosas contracciones que desaparecen después de retirar el dedo.

Taverner y Smiddy[33], estudiaron el esfínter externo y el músculo puborrectal simultáneamente introduciendo electrodos de acero, y encontraron que durante los períodos de reposo el grado del tono muscular y la extensión de la actividad muscular están directamente relacionadas con el número de unidades motoras descargando.

En 1961 Graham-Stewart y colaboradores[13], registraron las presiones de los músculos esfintéricos y establecieron que el valor promedio en condiciones normales es de 47mm de Hg y de 49mm de Hg en los pacientes que referían dolor en las lesiones locales, lo cual fue seguido por un valor bajo de 38mm de Hg después de tratamiento quirúrgico. Los resultados reportados en 1964 por Duthie y Bennett[9], fueron similares.

En 1962 Parks y colaboradores[28], investigaron la actividad eléctrica del esfínter anal y de los músculos del piso pélvico encontrando que la actividad electromiográfica registrada no indicaba el grado total de contracción. Enfatizaron la discrepancia aparente, entre los resultados obtenidos en dichos músculos y aquéllos obtenidos en músculos del resto del cuerpo los cuales se encuentran completamente inactivos durante los períodos de reposo, mientras que los del esfínter anal están en un estado constante de actividad incluso durante el sueño. Es posible que el constante tono del músculo pueda ser mantenido debido a un reflejo espinal. Esta hipótesis está firmemente soportada por los registros electromiográficos en parapléjicos, en quienes existe una sección medular completa del cordón espinal por encima del tercer segmento lumbar. En dichas personas, los potenciales eléctricos son normales inclusive durante el sueño. En cuanto al estímulo inhibitorio, lo más obvio es lo observado durante la defecación, la cual está asociada con la relajación completa de los músculos pélvicos. En pacientes parapléjicos capaces de tensionar o relajar mientras evacúan su intestino, existe una variación en los potenciales eléctricos comparable a aquélla de los sujetos normales. Se cree que este efecto es parcialmente de origen cerebral, pero que existe probablemente un factor reflejo inducido por dilatación de los músculos.

En 1967 Becerra y colaboradores[2], estudiaron las capas superficiales y profundas de fibras del músculo del esfínter anal externo para lo cual usaron electrodos profundos hechos de acero de 2.5 cm de longitud. Para no permitir el registro de potenciales de niveles intermedios, las agujas fueron aisladas completamente, excepto en la punta distal. Dos agujas se insertaron en sitios opuestos, una conectada a tierra y la otra al aparato de registro. Con este arreglo lograron registros monopolares y usando tres agujas, obtuvieron también registros bipolares. Para obtener datos concernientes a toda la circunferencia del músculo esfintérico se emplearon 11 electrodos de aguja de los cuales 8 (dos agujas, cada una con 4 electrodos) se utilizaron para conectarse a los canales del registrador y 3 (contenidos en una sola aguja), se usaron como referencia. La conclusión más importante a

la que llegaron fué que la actividad del esfínter anal externo no ocurre en forma simultánea en todos los sectores cuando su integridad estructural se ve afectada por cambios patológicos o cuando éstos indican una respuesta fisiológica clasificada como "segmentaria". Además observaron que las lesiones que afectan la inervación motora a cualquier nivel del arco reflejo o a lo largo de su vía cortical siempre presentaban trazos que diferían considerablemente de los obtenidos en aquéllos considerados como normales.

En 1970 Ustach y colaboradores[35], investigaron la electrofisiología del esfínter anal interno del humano y evaluaron dos hipótesis comunes acerca de su funcionamiento realizando en forma simultánea registros manométricos y eléctricos; para lo cual utilizaron dos balones, uno colocado a la altura del esfínter anal interno y otro a la del esfínter anal externo además de electrodos cimentados en el balón ubicado en el esfínter interno. Los registros se obtuvieron del músculo liso circular del esfínter interno durante el estado de reposo y durante la relajación refleja inducida mediante un tercer balón colocado en el tercio distal del recto para provocar la distensión del mismo. Los conceptos hasta la fecha considerados sobre la electrofisiología del músculo liso gastrointestinal se basan en la observación de que existen dos tipos de actividad eléctrica que puede ser registrada en el intestino delgado: una actividad sinusoidal lenta de potencial alternante llamado ritmo eléctrico básico (BER) y una actividad rápida de espiga o "spike". La frecuencia del BER en el esfínter interno fué siempre mayor que el encontrado en cualquier otro músculo gastrointestinal. Observaron también que el BER registrado en el esfínter interno tiene su origen dentro del mismo músculo, lo cual indica que esta actividad puede representar una característica especializada del músculo esfintérico puesto que el BER no puede ser registrado en músculo circular no esfintérico aislado. Se considera generalmente que el BER se origina en el músculo longitudinal puesto que puede ser registrado in vitro lo cual no sucede con el músculo circular no esfintérico aislado. Por otro lado, se piensa que el BER determina la etapa de la actividad de espigas la cual se asocia con la contracción del

músculo circular. Asimismo, los resultados indican que el BER puede originarse en el mismo esfínter interno anal compuesto por músculo liso circular anatómicamente separado del músculo longitudinal, el cual termina por arriba del esfínter interno y sólo filamentos fibroelásticos poco densos, que son extensiones del músculo longitudinal, atraviesan el esfínter. La actividad eléctrica se transmite del músculo longitudinal al circular a través de distancias extremadamente cortas (1-2mm) y esta conducción se realiza a través de fibrillas de músculo conectadas. Estas dos últimas consideraciones arguyen en contra de que se transmita la actividad del músculo longitudinal al circular del esfínter interno. Además de que el BER en el recto presenta una frecuencia de 3-6ciclos/minuto y en el esfínter interno de 6-26ciclos/minuto. En sujetos normales se obtuvo una frecuencia promedio para el BER de 17ciclos/minuto. Uno de los dos conceptos comunes que explican la presión alta durante el estado de reposo (tono), en el esfínter anal propone que el esfínter interno se mantiene cerrado por un proceso activo y que la relajación del mismo resulta de la inhibición de dicho estado. De acuerdo con la segunda teoría acerca del esfínter, cuando se encuentra cerrado, está en un estado inactivo pero su distensión desde adentro inicia la resistencia activa. Los resultados obtenidos al registrar en forma simultánea la actividad manométrica y eléctrica en el esfínter soportan la primera hipótesis. La alta frecuencia del BER asociada con la presión alta en reposo, así como la inhibición del BER acompañada de la relajación del esfínter, sugieren que el BER puede estar relacionado con el tono. Además, para diferenciar la actividad eléctrica del músculo liso de la del músculo estriado, se obtuvo la señal mioeléctrica de este último del esfínter externo a través de de electrodos de aguja concéntricos de platino con lo que se observó que cuando el esfínter externo se encontraba en reposo se presentaban espigas en forma ocasional y cuando se contraía el esfínter externo en forma voluntaria existían ráfagas rápidas de potenciales en forma de espiga. Sin embargo, en el grupo de pacientes con lesión espinal, no se presentó actividad eléctrica en el esfínter externo durante el estado de reposo o durante la contracción, con lo que se concluye que el BER no se transmite del músculo estriado del esfínter externo puesto que la

actividad eléctrica de éste y otros músculos estriados no consiste de BER, aunque si se caracteriza por ráfagas muy rápidas de potenciales tipo espiga las cuales ocurren sólo durante la contracción muscular. Además el BER pudo seguirse registrando en pacientes con parálisis del esfínter externo debido a lesiones espinales, los cuales presentaron una respuesta normal a la distensión rectal aunque no tuvieron actividad ni manométrica ni eléctrica en el esfínter anal externo.

En 1981, Latimer y colaboradores[19], registraron la actividad mioeléctrica con dos electrodos de succión bipolares intraluminales de platino-iridio montados en un tubo para ser colocados en la mucosa anal. La actividad motora se registró por medio de dos celdas de deformación montadas en el mismo tubo en el lado opuesto a los electrodos. Las frecuencias de corte baja y alta para la actividad eléctrica fueron de 0.16 a 30 Hz, respectivamente. Para la actividad motora fueron de 0-30Hz. También registraron simultáneamente la respiración y la frecuencia cardíaca. Todos los registros fueron grabados en cinta de FM, para luego ser analizados en una computadora NOVA 830. La señal fue muestreada a 10muestras/segundo. Se obtuvo el espectro de potencia de las señales registradas a través de la Transformada rápida de Fourier (FFT), además de realizar un análisis estadístico usando análisis de varianza (ANOVA), y haciendo todas las comparaciones posibles entre los grupos estudiados.

En 1986, Orta M. y Awad R.[26], diseñaron un procesador de señales mioeléctricas del colon, basado en un microprocesador. Además diseñaron y contruyeron un dispositivo que consistía de tres electrodos bipolares y tres transductores miniatura de presión adyacentes a cada electrodo, colocados sobre una sonda de pvc de 5.6mm de diámetro. No se reportan los resultados del análisis realizado a las señales obtenidas.

En 1987, Lose G. y colaboradores[20], desarrollaron un electrodo anal tipo "plug" desechable para registrar la señal electromiográfica del piso pélvico y del esfínter anal externo. El electrodo consistía en dos electrodos de superficie de AgCl montados sobre una esponja en forma de polea. El examen del nuevo electrodo con registro simultáneo de la electromiografía del esfínter anal externo usando electrodos de aguja coaxiales mostró patrones sincrónicos.

En 1990, Martínez Ortiz A.,[21] desarrolló un sistema de adquisición de señales bioeléctricas aplicado al campo de la proctología, específicamente en el aparato esfinteriano anorrectal para registrar señales mioeléctricas y manométricas, mediante la integración de equipos comerciales de registro y una computadora personal en la cual se almacenó en una base de datos[22].

A finales de los setentas y principios de los ochentas surgió el uso de algoritmos computacionales sofisticados y la teoría de comunicaciones para descomponer la señal electromiográfica en actividades eléctricas individuales de las fibras musculares. Hoy en día, esta descomposición promete ser una herramienta poderosa para investigar el esquema de control detallado, usado por el sistema nervioso, para producir la contracción muscular, el relajamiento y el mantenimiento del tono basal[37].

Se están aplicando actualmente (1990-), técnicas para realizar el análisis de la señal electromiográfica en el dominio de la frecuencia, tales como aquéllas para medir la compresión espectral de las señales mioeléctricas, la frecuencia media, y la mediana, para describir el estado funcional de un músculo y el uso de la velocidad de conducción de la señal electromiográfica para proveer información de la morfología de las fibras musculares[8,37]. Así como técnicas que emplean redes neuronales o modelos autorregresivos para el análisis de la señal mioeléctrica[15, 17].

Otros estudios realizados, bajo efectos analgésicos y de agentes antiespasmódicos, no han producido resultados concluyentes en cuanto al potencial eléctrico de los músculos. Aunque todos los métodos han logrado registrar la actividad electromiográfica y manométrica anorrectal, los resultados no se han uniformizado.

Generalmente se requiere la combinación de dos o más de los diferentes métodos de estudio del AEAR (defecografía radiográfica, manometría, esfinterometría, electromiografía, etc...), para estimar en forma integral su función, pues individualmente no dan desde el punto de vista funcional, más que información incompleta y global.

IV.E.- ANTECEDENTES DEL PROYECTO.

En 1989 se inició en el Area de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana - Iztapalapa, el estudio del AEAR en colaboración con médicos proctólogos pertenecientes al Hospital de Especialidades del Centro Médico "LA RAZA" y del Hospital General de Zona # 30 del IMSS. Esta colaboración se originó al haberse planteado por parte del personal médico la necesidad de encontrar y desarrollar una técnica objetiva y cuantitativa capaz de proporcionar información concreta acerca del funcionamiento normal y patológico del AEAR.

Como primer paso, se procedió a iniciar estudios electromiográficos en combinación con estudios manométricos en pacientes voluntarios sin ningún padecimiento a nivel del AEAR. Asimismo, se estudiaron pacientes con patologías de incontinencia y constipación, para observar si era posible diferenciar a través de la señal mioeléctrica, unos de otros[21] utilizando un sistema de adquisición basado en una computadora personal[22, 23].

Se pensó inicialmente en desarrollar un sistema de electrodos de superficie que pudiese medir en forma simultánea la actividad del esfínter externo profundo, la del subcutáneo y la del esfínter interno. Al mismo tiempo, se deseaba poder construir un dispositivo que provocará la distensión del recto y con esto el relajamiento del esfínter interno. Considerando ambos requisitos, se diseñó una sonda como la mostrada en la figura 11, en cuya punta distal se colocó un globo que provocaría la distensión del recto y registraría al mismo tiempo la presión del esfínter externo profundo y/o músculo puborrectal, y espaciados a lo largo del cuerpo de la misma (3.0cm entre ellos), dos electrodos bipolares de superficie en forma de anillos hechos con plata laminada (92.75 de grado de pureza)[34], los cuales registrarían la señal mioeléctrica del esfínter externo profundo y del

esfínter interno como se esquematiza en la figura 12, estando el paciente colocado en posición de decúbito lateral izquierdo.

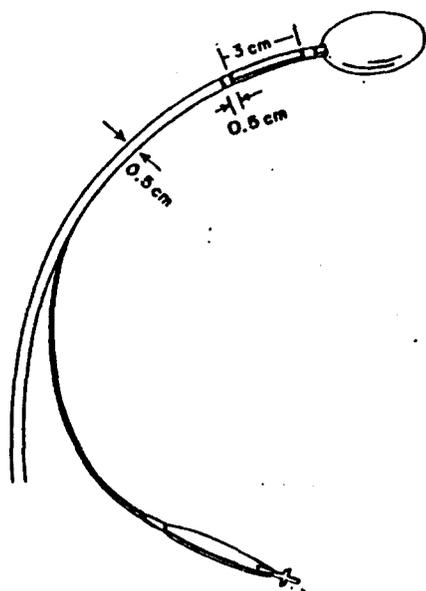


Figura 11.- Sonda endotraqueal tipo Rush del No. 20 con balón y electrodos de plata-cloruro de plata tipo anillo, para el registro de la actividad eléctrica del AEAR.

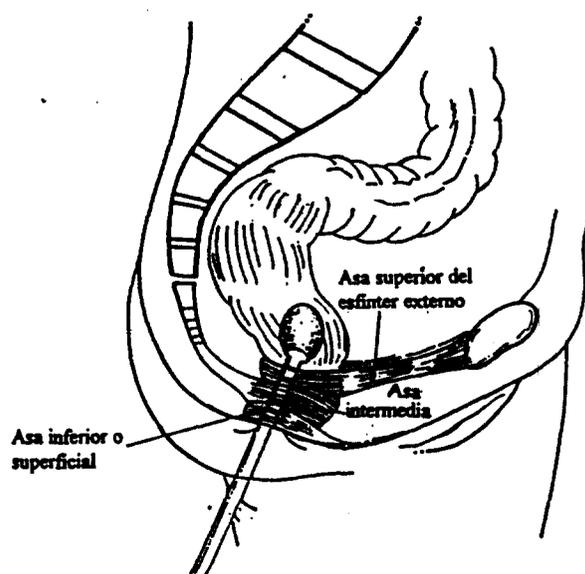


Figura 12.- Transductor con balón y electrodos de plata-cloruro de plata tipo anillo, colocado en el AEAR para el registro de su actividad eléctrica

La señal mioeléctrica del esfínter externo subcutáneo se obtuvo a través de electrodos de disco colocados como se muestra en la figura 13.

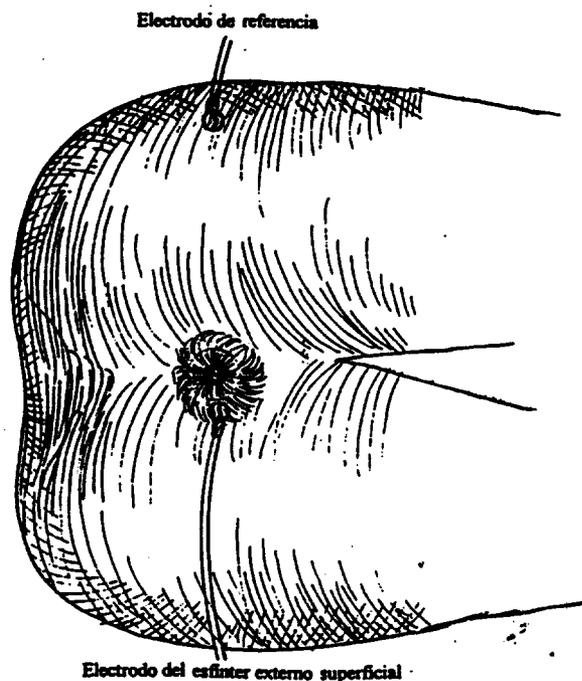


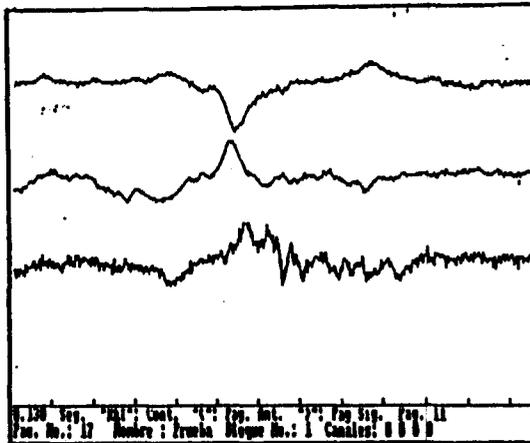
Figura 13.- Registro monopolar del esfínter anal externo.

El protocolo de estudio consistió en dos series de registros para cada paciente (se estudiaron 30 pacientes de entre 30 y 50 años de edad). En la primera serie se utilizaron tres canales para registrar sólo la actividad eléctrica del haz puborrectal (canal 1), del esfínter interno (canal 2) y del esfínter externo subcutáneo (canal 3) durante el reposo, la contracción y el pujo voluntario (maniobra de valsalva) y provocado (al insuflar el balón con una cantidad aproximada de 30 a 35ml de aire). Durante la segunda serie de registros se insufló el balón con una cantidad aproximada de 30 a 35ml de aire, lo que permitió desencadenar el reflejo rectal inhibitorio y el reflejo de acomodación y de esta manera se registraron además de los tres canales anteriores un cuarto canal consistente en la señal de presión durante las tres maniobras anteriormente mencionadas. En la figura 14 se muestran

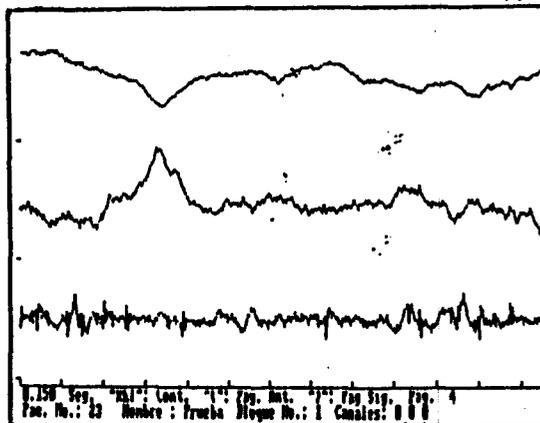
algunos de los resultados más representativos obtenidos durante las dos series de registros, muestreados a 33Hz para ser almacenados en la computadora.

Pag. 17, bloque 1, pag. 11 (17(1)11).

Pujo voluntario.-En el registro se observa que en el canal 1 el haz puborrectal se relaja en respuesta de la la maniobra de valsalva, seguida de contracción del esfínter interno y del esfínter externo. No hay relajación del esfínter interno porque no hay distensión rectal, también se observa una actividad por efecto de rebote caracterizado por descargas en espigas.



23(1)4.- Pujo provocado.- En la gráfica se observan las mismas actividades que en la anterior, además se observa una actividad normal de reposo, manteniendo el estímulo de pujo.



27(2)7. Reposo.
Actividad eléctrica similar al registro 27(2)5.

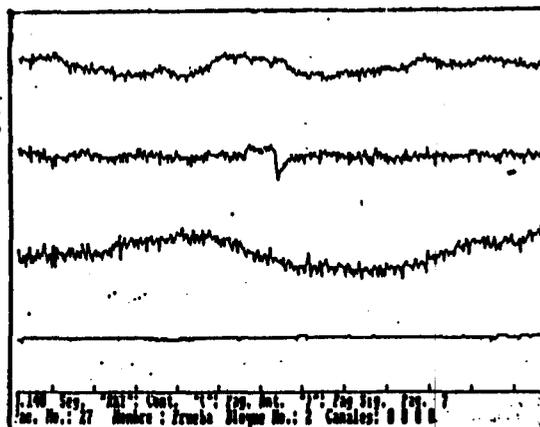
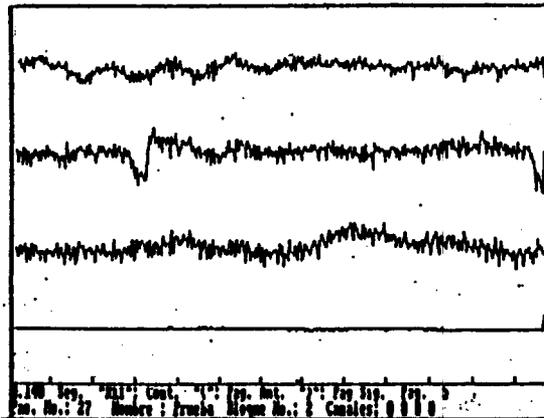
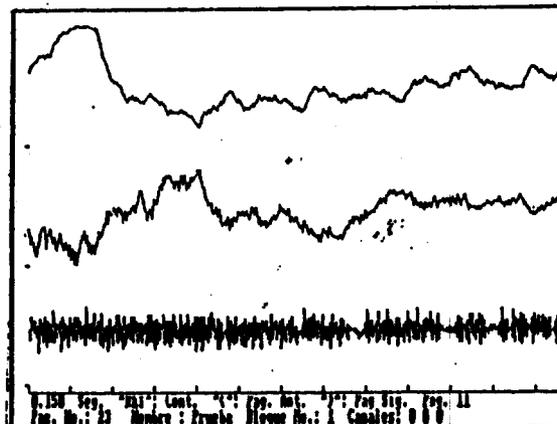


Figura 14.- Registros electromiográficos obtenidos en el AEAR durante diversas maniobras.

27(2)5. Reposo. Se observa una actividad normal que corresponde al tono basal de los esfínteres. la presión no se modifica.



23(1)11. Contracción voluntaria. Se observa en la gráfica un aumento importante en la actividad de esfínter externo (Señal inferior). El puborrectal se contrae y el esfínter interno se relaja en forma refleja.



23(1)14. Contracción voluntaria. Contracción del esfínter externo anal caracterizada por un incremento de la actividad eléctrica, acompañada de una contracción inicial del esfínter interno y contracción del haz puborrectal.

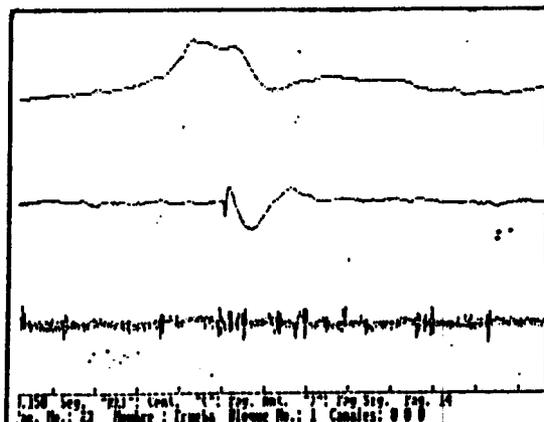


Figura 14(cont.) - Registros electromiográficos obtenidos en el AEAR durante diversas maniobras.

De los registros mostrados en la figura 14, se pudo concluir que los músculos del AEAR presentan un cierto grado de contracción que varía de persona a persona, de acuerdo con sus hábitos alimenticios, con sus hábitos defecatorios y con su estado de salud o enfermedad, así como que el músculo estriado del AEAR mantiene una actividad eléctrica en reposo lo que otros músculos del mismo tipo no lo presentan en otras partes del cuerpo. Además de poder observar la señal lenta (0.1Hz a 1Hz) existente en el esfínter interno, portadora de una señal rápida compuesta de "spikes" o ráfagas. Sin embargo, el análisis efectuado sólo fue de tipo cualitativo.

De las experiencias adquiridas con el trabajo arriba descrito se pudo observar la necesidad de modificar por un lado el tipo de transductor utilizado, con el objeto de garantizar el buen contacto entre el electrodo y la superficie de registro, así como la ubicación correcta del mismo en el músculo (estriado o liso) de interés, y por otro la de modificar el sistema de conversión analógica digital para contar con una mayor frecuencia de muestreo para obtener minimizando la pérdida de información, la señal mioeléctrica que emana de los músculos del AEAR y poder realizar un análisis cuantitativo de las altas frecuencias con que está formada. Sin embargo, el decremento de la potencia de la señal a mayor frecuencia y la presencia inevitable de ruido en éstas, explica la necesidad del corte en altas frecuencias. La situación en bajas frecuencias no es muy diferente aunque indudablemente, existe una señal electromiográfica útil a muy bajas frecuencias que reflejan la transición del músculo de un estado a otro. Sin embargo, se ha puntualizado, que existe ruido de baja frecuencia debido a los potenciales de polarización y a potenciales inducidos por movimiento entre la superficie de contacto y el electrodo, así como otras fuentes de ruido que hacen que las observaciones a muy bajas frecuencias no sean útiles. Por lo tanto, es claro que es necesario adquirir mayor información concerniente al espectro de potencia de la señal electromiográfica de interés para poder especificar el filtrado necesario.

Es evidente por otro lado, que existen diferencias en las bandas de frecuencia de gran energía en diferentes músculos. Así, si cada músculo tiene un espectro de potencia característico, podría ser posible en principio, analizar los patrones mioeléctricos complejos para determinar cual músculo es la fuente de la actividad eléctrica registrada. Sin embargo, la dificultad se presenta, cuando el rango de frecuencias de un músculo se desplaza, debido a variaciones en su estado; traslapando el rango de frecuencias en el que actúan otros músculos lo cual sucede en los músculos del AEAR.

V.- TECNICAS MATEMATICAS Y ESTADISTICAS

V.A.- CONSIDERACIONES DE ESTACIONARIDAD Y ERGODICIDAD PARA EL ANALISIS ESPECTRAL DE SEÑALES MIOELECTRICAS

A pesar de no existir cambios voluntarios en el estado del músculo, las señales mioeléctricas son en general probabilísticamente no estacionarias debido a la fisiología del sistema. Si fuera posible para la entrada nerviosa y la alimentación de oxígeno o sangre hacia un músculo permanecer constantes, la salida (señal mioeléctrica) podría exhibir estacionaridad. Puesto que esto no sucede, se debe examinar la actividad mioeléctrica en un período de tiempo lo suficientemente corto, donde dichas entradas sean relativamente constantes y la salida pueda considerarse al menos débilmente estacionaria y ergódica. Sólo bajo este contexto tiene sentido aplicar las técnicas estadísticas de segundo orden (como lo es el espectro de potencia y la función de autocorrelación) a procesos aleatorios[18]. En ingeniería, el análisis del espectro de potencia y la función de autocorrelación, han demostrado proporcionar información acerca de las características útiles de las señales aleatorias, por lo que es un punto de partida razonable para explorar las propiedades de las señales mioeléctricas del AEAR.

Un proceso aleatorio $x(t,s)$ representa una familia o ensamble de funciones que asigna, de acuerdo con cierta regla, una función del tiempo (t) a cada resultado posible (s) de un experimento, es decir, t y s son variables. Cada función del tiempo miembro de dicha familia es llamada función muestra, miembro del ensamble o realización del proceso. Un proceso aleatorio representa también una función del tiempo cuando t se mantiene variable y s se fija

a un valor específico. Asimismo, un proceso aleatorio puede representar una variable aleatoria cuando se fija el tiempo y se deja variar s [29].

Por otro lado, el valor esperado o media $E[\mathbf{x}]$ cuando se trabaja con variables o procesos aleatorios discretos \mathbf{x}_i se define como:

$$E[\mathbf{x}] = \sum_{i=1}^N x_i P(x_i) = \mu_{\mathbf{x}}$$

donde $P(x_i)$ es la probabilidad de ocurrencia del proceso o de la variable aleatoria. Asimismo, la función de correlación cruzada se define como:

$$E[\mathbf{xy}] = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N x_i y_j P_{\mathbf{xy}}(x_i y_j) = R_{\mathbf{xy}}$$

donde $P_{\mathbf{xy}}(x_i, y_j)$ es la probabilidad de ocurrencia conjunta de las variables o procesos aleatorios \mathbf{xy} . Cabe mencionar que cuando se tiene $E[\mathbf{xx}]$ se denomina función de autocorrelación. De las expresiones anteriores se define la varianza del proceso estocástico como:

$$\sigma^2_{\mathbf{x}} = C_{\mathbf{xx}} = R_{\mathbf{xx}} - \mu_{\mathbf{x}}^2$$

donde $C_{\mathbf{xx}}$ es llamada función de autocovarianza.

Cuando existen variaciones muy pequeñas en los parámetros valor esperado o media (μ) y varianza (σ^2) en intervalos de tiempo pequeños (de cientos de milisegundos a unos cuantos segundos en el caso de altas frecuencias en el AEAR) en la señal electromiográfica se puede considerar que ésta es estacionaria en el sentido amplio. Ya que en general, se dice que un proceso estocástico $x(t,s)$ es estacionario en el sentido amplio, o débilmente estacionario, si su valor esperado (μ) es constante y su función de autocorrelación $R_{xx}(k)$, sólo depende del retardo (k) entre las muestras $x(n)$ y $x(n + k)$ [27,29]. Por otro lado, como la ergodicidad trata con el problema de determinar los estadísticos de un proceso estocástico a partir de una sola observación[27], se dice que la condición suficiente para que un proceso estocástico estacionario sea débilmente ergódico es que sus valores promedio y sus funciones de autocorrelación puedan ser calculadas a partir de los promedios en el tiempo de una función muestra arbitraria en lugar de calcularlas del ensamble correspondiente[18].

V.B.- ESTIMACION ESPECTRAL

La estimación del espectro de potencia se complica usualmente debido a la longitud finita de los datos discretos. Sin embargo, los principios de la inferencia estadística permiten trabajarlos adecuadamente a través de estimadores. Los estimadores espectrales pueden ser clasificados en: No paramétricos y Paramétricos.

Los estimadores no paramétricos, basados en métodos clásicos o de Fourier, tales como el Periodograma, el estimador Blackman-Tukey, el estimador Bartlett y el estimador Welch sólo requieren que los datos cumplan con la condición de estacionaridad en el sentido amplio.

Los estimadores paramétricos se basan en la función de transferencia racional o en modelos de series de tiempo de los datos en donde sólo se requiere estimar un conjunto finito de parámetros. La principal ventaja de este tipo de estimadores sobre los estimadores no paramétricos es que conducen a una estimación espectral más exacta ya que se puede reducir simultáneamente el sesgo y la varianza sin necesidad de incrementar la longitud de los datos registrados. Por lo tanto, los adjetivos tales como alta resolución, máxima entropía y predicción lineal son todos sinónimos de los estimadores paramétricos[25]. Dentro de las principales propiedades deseables en un estimador se encuentran las siguientes: que sea un estimador sin sesgo esto es, que el valor esperado del estimador sea igual al valor de lo que se desea estimar y además que sea un estimador consistente donde su varianza sea pequeña o converja es decir, que conforme el tiempo tiende a infinito tienda a cero.

El principal problema en la estimación de la potencia espectral paramétrica es encontrar el orden apropiado del modelo de series de tiempo que se selecciona. Dichos modelos pueden ser de diversos tipos: autorregresivos, de promedio variable o bien autorregresivos de promedio variable. En el presente trabajo se seleccionó un modelo de series de tiempo del tipo autorregresivo en donde se considera que el proceso aleatorio $x(n)$ fué generado al excitar un filtro de todos polos causal lineal invariante al corrimiento con ruido blanco, cuya expresión general es la siguiente:

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + e(n)$$

de donde se obtiene el modelo correspondiente a la densidad espectral de potencia como:

$$P_{AR}(w) = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k e^{-jwk} \right|^2}$$

donde se observa que dicha densidad sólo depende de los coeficientes a_k del filtro y la varianza del ruido blanco σ^2 , los cuales son llamados los parámetros autorregresivos del modelo y $e(n)$ es un proceso de ruido blanco con media cero y varianza σ^2 .

Para calcular el espectro de potencia P_{AR} , se debe determinar tanto la longitud p del filtro de predicción requerido o equivalentemente el orden p del modelo autorregresivo $AR(p)$, así como los parámetros mismos. Como el método para determinar el orden asume el conocer dichos parámetros, se describirá primero la forma de estimarlos. Existen diversas métodos de estimación de los coeficientes o parámetros autorregresivos. El método que ha probado

ser el más útil en la práctica para encontrar un buen estimador es el de máxima verosimilitud para lo cual existen numerosos métodos que son aproximaciones de las estimaciones de máxima verosimilitud como el método de la covarianza, el método de la autocorrelación, el método de la covarianza modificado y el método de Burg[25]. En el presente trabajo se seleccionó este último método que aplica el filtro de error de prediccción hacia adelante y hacia atrás sobre los datos, obteniéndose con esto mejores resultados en la estimación de los parámetros autorregresivos los cuales son calculados a partir de las siguientes ecuaciones:

Para $i = 1, 2, \dots, p$.

$$\hat{a}_i = a_{pi} = a_{ij}$$

donde:

$$a_{ij} = k_i \quad \text{para } i = j = 1$$

$$a_{ij} = a_{i-1,j} + k_i a_{i-1,i-j} \quad \text{para } j = 1, 2, \dots, i-1$$

$$i = 2, 3, \dots, p.$$

donde K_i está dada como:

$$K_i = \frac{-2 \sum_{n=i}^{N-1} e_{i-1}(n) b_{i-1}(n-1)}{\sum_{n=i}^{N-1} (e_{i-1}^2(n) + b_{i-1}^2(n-1))}$$

siendo e_{i-1} es el error de prediccción hacia adelante y b_{i-1} es el error de prediccción hacia atrás, y sabiendo que:

$$e_i(n) = e_{i-1}(n) + k_i b_{i-1}(n-1)$$

$$b_i = b_{i-1}(n-1) + k_i e_{i-1}(n)$$

Teniendo como expresión para el estimador de la varianza $\hat{\sigma}^2 = \sigma_p^2 = \sigma_i^2$ la siguiente:

$$\sigma_i^2 = (1 - k_i^2) \sigma_{i-1}^2 \quad \text{para } i = 1, 2, \dots, p.$$

Para seleccionar el orden adecuado del modelo de series de tiempo se considera que la mejor decisión es basar dicha selección en la física del proceso generador de datos. Cuando esta información no se tiene disponible, se pueden usar pruebas estadísticas para estimar el orden. Una de esas pruebas es la denominada criterio de información de Akaike la cual consiste en calcular o realizar una medición sobre todos los posibles órdenes del modelo y seleccionar el orden que minimiza dicha medición. El Criterio de Información de Akaike (AIC) se define para los procesos autorregresivos como:

$$\text{AIC}(p) = N \ln[\hat{\sigma}_p^2] + 2p$$

donde p es el orden del modelo autorregresivo seleccionado y $\hat{\sigma}_p^2$ es un estimado de la varianza del ruido blanco o varianza del error de predicción[25].

En el caso particular del presente trabajo, siendo $N = 1024$, se encontró que en general para todas las secuencias o registros mioeléctricos analizados un orden de 1 y en ocasiones de 2 es adecuado como puede observarse en las tablas de la figura 15, considerando el criterio antes mencionado que es un estimado de la efectividad del modelo al que se le alimentaron los datos[14]. Cabe mencionar que sólo se encontró un registro mioeléctrico en el que fue necesario utilizar un orden de 50.

a).- Esfinter Interno

ORDEN	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.
p	1	2	3	4	5	6
1	-7.082E+3	-7.311E+3	-7.395E+3	-7.820E+3	-7.794E+3	-7.148E+3
2	-7.232E+3	-7.437E+3	-7.551E+3	-7.862E+3	-7.847E+3	-7.157E+3
10	-7.291E+3	-7.504E+3	-7.624E+3	-7.950E+3	-7.946E+3	-7.424E+3
20	-7.287E+3	-7.495E+3	-7.619E+3	-7.952E+3	-7.940E+3	-7.479E+3
30	-7.279E+3	-7.501E+3	-7.604E+3	-7.938E+3	-7.934E+3	-7.500E+3
40	-7.273E+3	-7.487E+3	-7.593E+3	-7.940E+3	-7.921E+3	-7.514E+3
50	-7.265E+3	-7.473E+3	-7.587E+3	-7.936E+3	-7.918E+3	-7.509E+3

b).- Esfinter Externo

ORDEN	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.	AIC-REG.
p	1	2	3	4	5	6
1	-4.055E+3	-3.745E+3	-4.183E+3	-6.572E+3	-3.250E+3	-6.304E+3
2	-4.412E+3	-3.917E+3	-4.374E+3	-6.600E+3	-3.444E+3	-6.310E+3
10	-4.477E+3	-3.976E+3	-4.416E+3	-6.641E+3	-3.517E+3	-6.399E+3
20	-4.476E+3	-3.974E+3	-4.409E+3	-6.635E+3	-3.499E+3	-6.454E+3
30	-4.473E+3	-3.999E+3	-4.408E+3	-6.625E+3	-3.480E+3	-6.466E+3
40	-4.461E+3	-3.984E+3	-4.401E+3	-6.616E+3	-3.461E+3	-6.486E+3
50	-4.451E+3	-3.975E+3	-4.385E+3	-6.607E+3	-3.445E+3	-6.480E+3

Figura 15.- Tablas mostrando el criterio de información de Akaike para la selección del orden del modelo autorregresivo utilizado en la estimación espectral de los registros mioeléctricos del a).- esfínter anal interno y b).- esfínter anal externo, durante el estado basal.

a).- Esfinter Interno durante el estado de contracción

ORDEN	REG.								
P	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	> p=2	-6083	-6308	-6187	-6014	-6277	-6144	-7490	-6316
2	-7066	> p=1							
50	> p=2	> p=1							

b).- Esfinter Externo durante el estado de contracción

ORDEN	REG.								
P	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-2615	-1386	-2159	-1692	-1853	-1572	-1415	> p=2	-1183
2	> p=1	-3286	> p=1						
50	> p=1	> p=2	> p=1						

Figura 15(cont.).- Tablas mostrando el criterio de información de Akaike para la selección del orden del modelo autorregresivo utilizado en la estimación espectral de los registros mioeléctricos del a).- esfinter anal interno y b).- esfinter anal externo durante el estado de contracción.

a).- Esfinter Interno durante el estado de pujo

ORDEN	REG.								
P	1	2	3	4	5	6	7	8	9
01	-6186	-7598	-7453	-7365	-7460	-7350	-7671	-7414	-6842
2	> p=1								
50	> p=1								

b).- Esfinter Externo durante el estado de pujo

ORDEN	REG.	REG.	REG.	REG.	REG.	REG.	REG.	REG.	REG.
P	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-624.5	>p=50	-5735	-3229	-4748	-3396	-4413	-1407	-5529
2	> p=1	>p=50	> p=1						
50	> p=1	-6659	> p=1						

Figura 15(cont.).- Tablas mostrando el criterio de información de Akaike para la selección del orden del modelo autorregresivo utilizado en la estimación espectral de los registros mioeléctricos del a).- esfinter anal interno y b).- esfinter anal externo durante el estado de pujo.

VI.- MATERIAL Y METODO.

Los registros se obtuvieron de sujetos voluntarios normales, quienes proporcionaron su autorización por escrito. El protocolo realizado, fue aprobado por un comité médico de ética del IMSS, de acuerdo con la legislación vigente en esta materia y respetando el acta de la declaración de Helsinki.

Se pidió al paciente adoptar la posición de Sims (decúbito lateral izquierdo), como se muestra en la figura 16 para registrar la actividad mioeléctrica del AEAR, por medio de dos electrodos monopolares de aguja. Uno insertado en la musculatura del esfínter anal interno y el otro en la del esfínter anal externo, teniendo como electrodo de referencia uno de superficie (tipo banda) colocado en la pierna derecha. La actividad que se registró en ambos esfínteres fue la generada en estado basal, en pujo y en contracción máxima voluntaria.

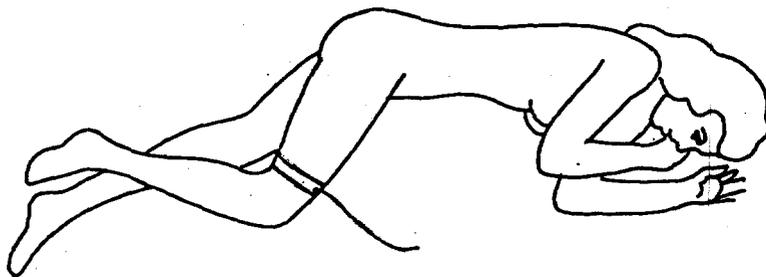


Figura 16.- Paciente en posición de decúbito lateral izquierdo mostrando el electrodo de referencia

Las señales analógicas se obtuvieron a través de un sistema de amplificación (seleccionando una ganancia de 10,000) modelo MEM 7102 de la marca Nihon Kodhen. Dichas señales fueron almacenadas en una computadora de tipo personal, por medio de una tarjeta de conversión analógica-digital (PC-Lab812) a una frecuencia de muestreo de 10 KHz. Esta frecuencia de muestreo fue el resultado de hacer una serie de registros (65), de ambos esfínteres en diferentes maniobras, a diferentes frecuencias de muestreo (Tabla I), y del análisis del contenido de frecuencia significativo para nuestro estudio (altas frecuencias) que reflejara dichas maniobras.

TABLA I

Frecuencia de muestreo	Número de registros en el estado de:		
	Reposo	Contracción	Pujo
5KHz	10	10	6
10KHz	6	9	9
20KHz	7	5	3

- Al muestrear a 5KHz, no se reflejaron con claridad los efectos de la maniobra de contracción máxima voluntaria, ni de la maniobra de pujo, por lo que se decidió no emplear esta frecuencia de muestreo. Además, de que no se estaría cumpliendo con el teorema del muestreo para el espectro de potencia del esfínter externo en reposo como puede observarse en la figura 17b.

- El espectro de potencia obtenido muestreando a 20KHz y a 10KHz fué esencialmente el mismo como lo muestran las figuras 17a y 17b, por lo que se decidió emplear esta última frecuencia.

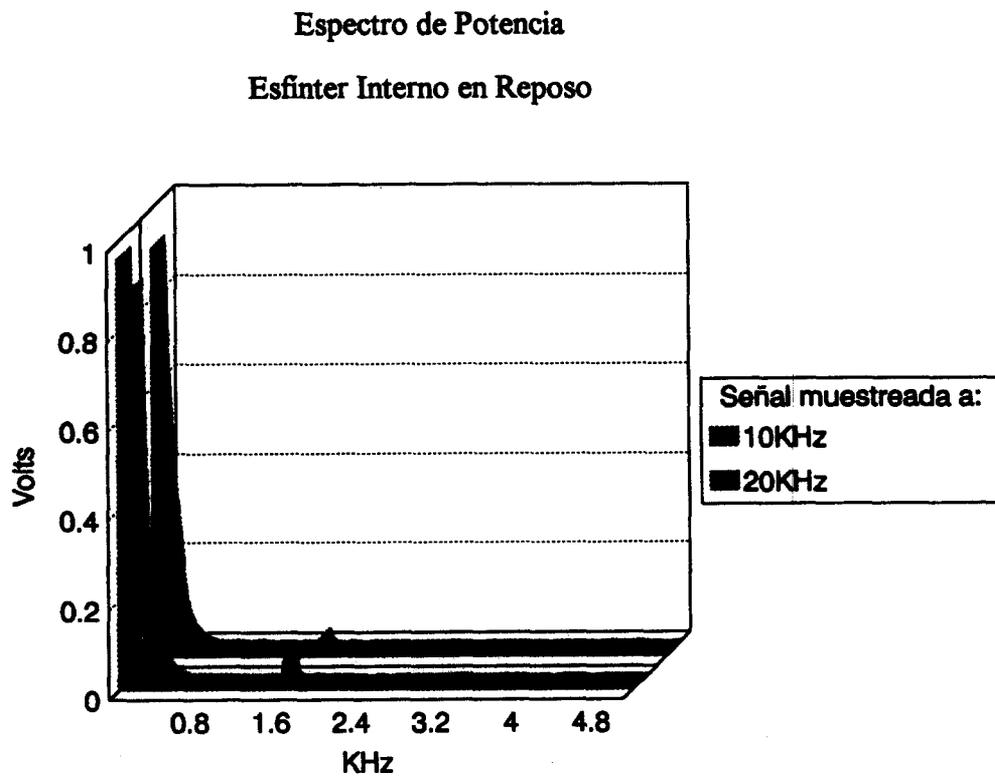


Figura 17a.- Espectro de potencia resultante de promediar todos los espectros de potencia de cada uno de los registros adquiridos a una misma frecuencia de muestreo para el esfínter interno en reposo.

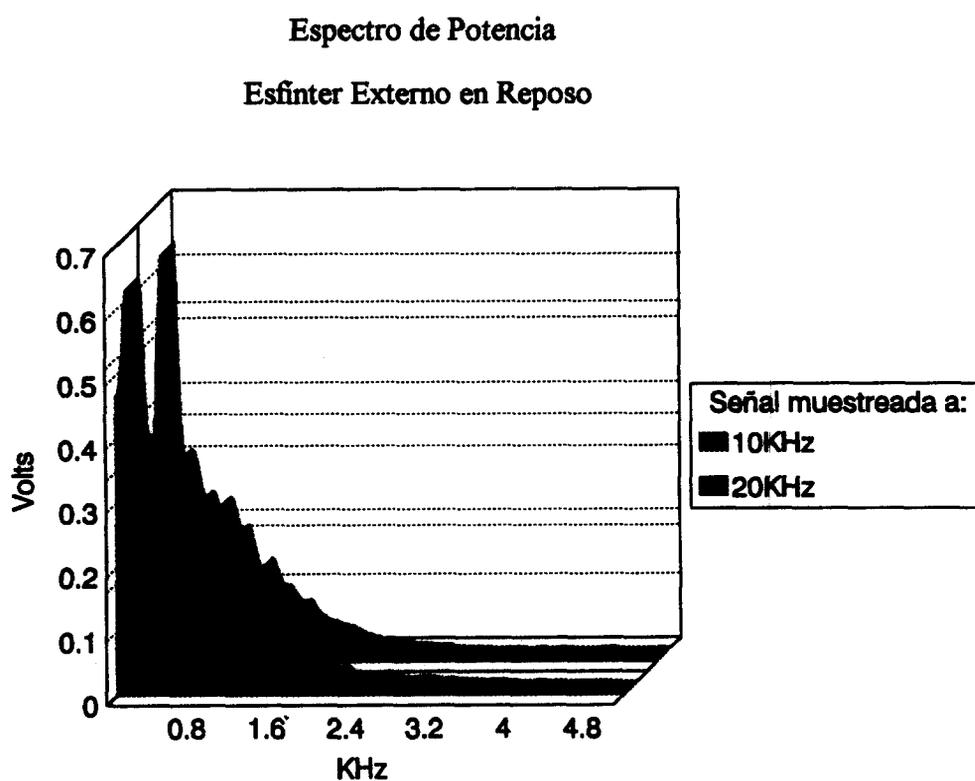


Figura 17b.- Espectro de potencia resultante de promediar todos los espectros de potencia de cada uno de los registros adquiridos a una misma frecuencia de muestreo para el esfinter externo en reposo .

La figura 18 muestra los registros mioeléctricos obtenidos para ambos esfínteres producidos por la inserción de los electrodos de aguja, lo que se realizó con el objeto de conocer por un lado el efecto de dicho estímulo y por otro para poder identificar posteriormente cuándo se habría regresado ya al estado basal o de reposo. Entre 5 y 10 minutos después de la inserción de los electrodos (tiempo suficiente para haber alcanzado ya el estado de reposo o basal) se realizaron 6 registros simultáneos de la señal electromiográfica en ambos esfínteres para observar la reproducibilidad o disparidad de la señal así como para efectuar más tarde su procesamiento y comparación.

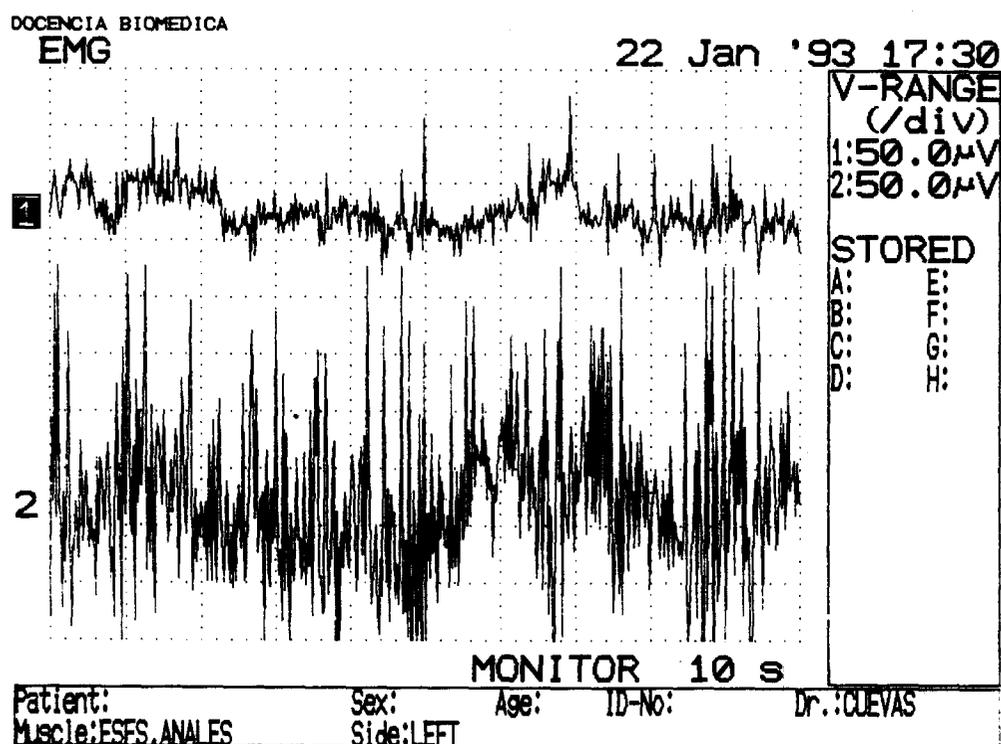


Figura 18.- Registros mioeléctricos obtenidos directamente del equipo de amplificación para el esfínter interno (canal 1) y el externo (canal 2) durante la inserción de los electrodos de aguja.

Posteriormente, se realizaron 9 registros durante el estado pujo y finalmente 9 registros durante el estado de contracción máxima voluntaria, permitiendo entre cada registro el regreso al estado basal. Cabe mencionar que para cada maniobra se registró tanto la actividad generada por ésta, como la del estado de reposo alcanzado después de cada una de las maniobras. Estos últimos 18 registros en estado de reposo se compararon con los 6 registros iniciales en principio en forma cualitativa, para corroborar su reproducibilidad y posteriormente, aplicar el procesamiento estocástico a los datos y probar su estacionaridad y ergodicidad. Se seleccionaron únicamente 6 registros (los más representativos) adquiridos durante el estado de reposo de la siguiente manera: 2 registros al inicio del estudio, es decir, después de la inserción de los electrodos y una vez que se había alcanzado el estado basal, 2 registros en estado basal después de la maniobra de pujo y finalmente 2 registros en estado basal después de una maniobra de contracción máxima voluntaria. Se analizaron en forma cualitativa los 9 registros durante el estado pujo y los 9 registros durante el estado de contracción máxima voluntaria para ambos esfínteres, observando la reproducibilidad de la forma de onda para cada una de las maniobras. La figura 19, muestra las señales más representativas obtenidas en reposo para ambos esfínteres registradas directamente del equipo de amplificación, la figura 20 muestra los registros más representativos obtenidos durante el estado de contracción máxima voluntaria y la figura 21, los registros más representativos obtenidos durante la maniobra de pujo para ambos esfínteres.

Para demostrar que la actividad mioeléctrica del AEAR puede considerarse como débilmente estacionaria fueron analizados en cuanto a su media y su varianza cada uno de los registros obtenidos para ambos esfínteres en las diversas maniobras ya mencionadas. Se muestra en la tabla II dichos valores.

**Señal EMG del Esfinter Interno
en estado Basal**

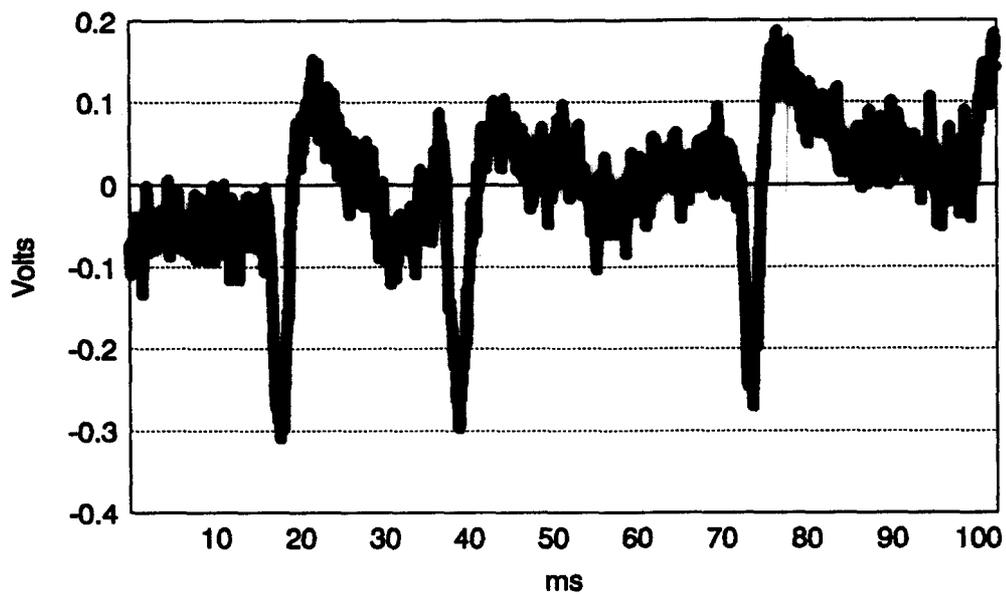


Figura 19a.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de reposo para el esfinter interno, sin aplicar ningún procesamiento.

Señal EMG del Esfínter Externo
en estado Basal

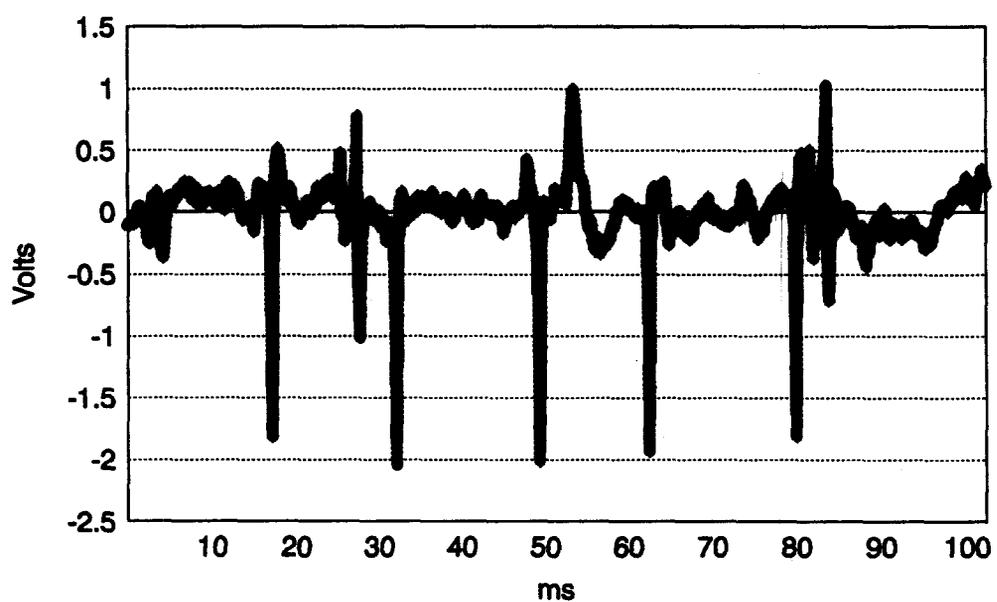


Figura 19b.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de reposo para el esfínter externo, sin aplicar ningún procesamiento.

Señal EMG del Esfínter Interno
en estado de Contracción



Figura 20a.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de contracción máxima voluntaria para el esfínter interno, sin aplicar ningún procesamiento.

Señal EMG del Esfínter Externo
en estado de Contracción

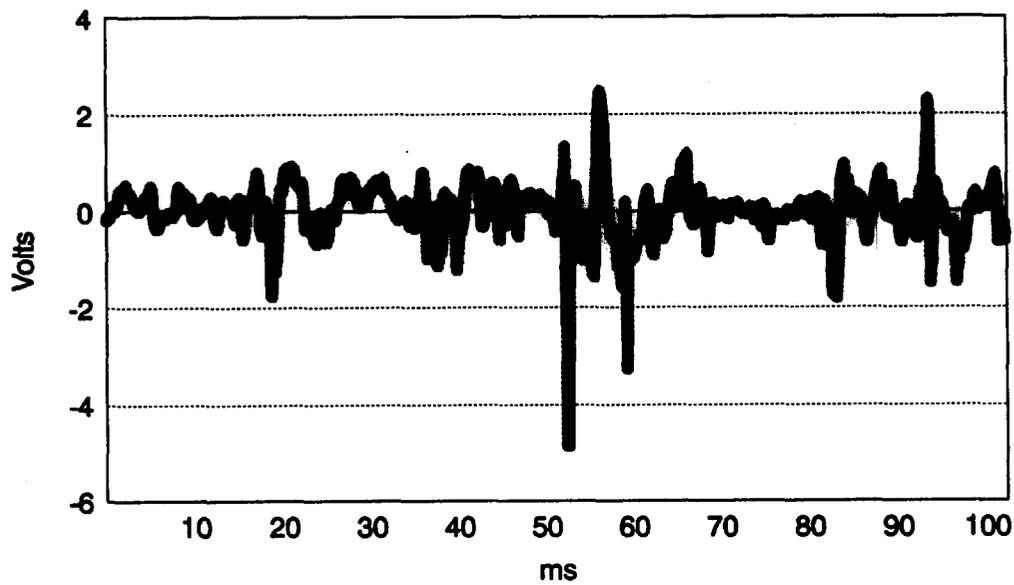


Figura 20b.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de contracción máxima voluntaria para el esfínter externo, sin aplicar ningún procesamiento.

Señal EMG del Esfinter Interno
en estado de Pujo

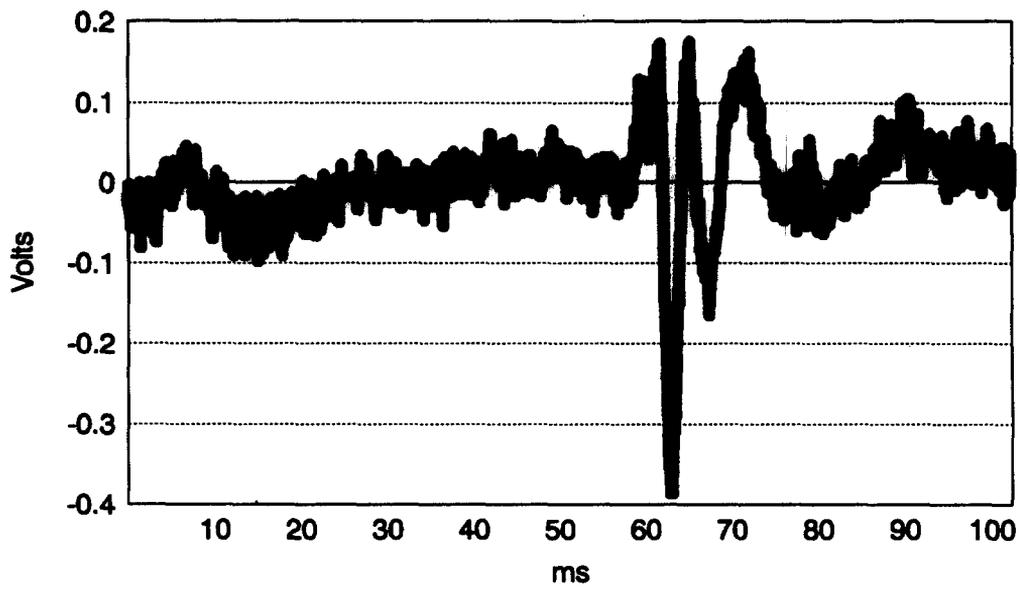


Figura 21a.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de pujo para el esfinter interno, sin aplicar ningún procesamiento.

Señal EMG del Esfínter Externo
en estado de Pujo

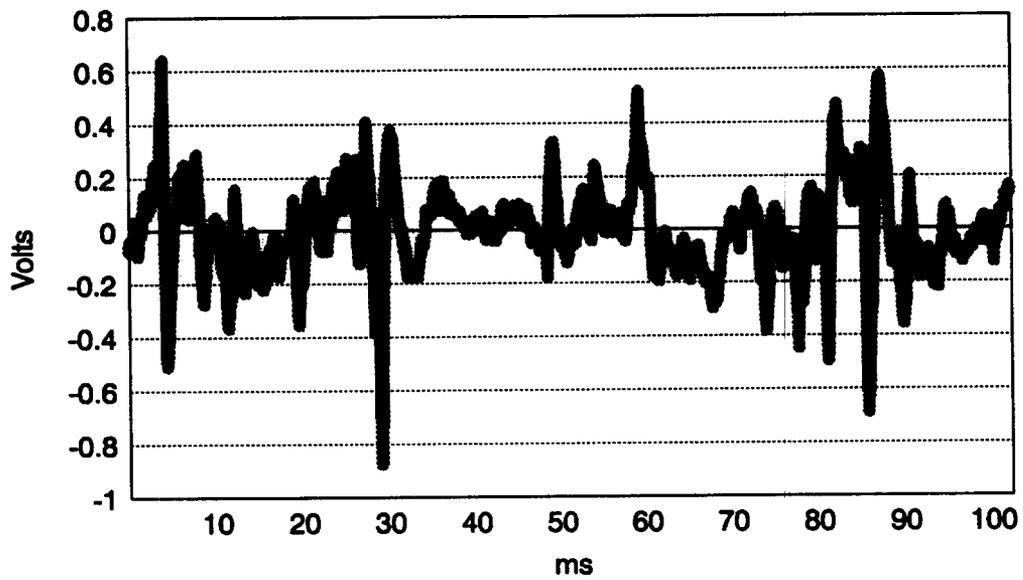


Figura 21b.- Señal mioeléctrica registrada durante el estado de pujo para el esfínter externo, sin aplicar ningún procesamiento.

Para efectuar el análisis en frecuencia de la señal, se emplearon 6 registros para el estado de reposo y 9 registros para cada una de las maniobras restantes (contracción y pujo), utilizando el paquete computacional comercial SACALC (Signal Analysis Calculator)[14]. Como primer paso, se obtuvo el espectro de potencia de cada uno de los registros aplicando el método de estimación de Burg[25,31] ya que proporciona información más exacta del comportamiento del esfínter en estudio, y discrimina mejor que otros métodos de estimación (Periodograma, Blackman-Tukey, Durbin, Yule-Walker) las frecuencias muy cercanas. Los espectros de potencia resultantes se promediaron, para cada esfínter en cada una de las maniobras, para posteriormente comparar el contenido espectral obtenido en reposo, con el de la contracción máxima voluntaria y con el obtenido durante el estado de pujo para ambos esfínteres como lo muestra la figura 22 . Asimismo, se obtuvo la frecuencia para la potencia media y la mediana de cada señal (Tabla III), con el objeto de poder caracterizar a cada uno de los esfínteres del AEAR al correlacionar los resultados obtenidos con el modelo de comportamiento esfinteriano.

Posteriormente, se desarrolló un pequeño programa en lenguaje C, para encontrar la potencia por bandas de frecuencia de cada una de las señales mostrando los resultados obtenidos en la figura 23. Finalmente, se obtuvo la correlación cruzada entre ambos esfínteres para los registros en estado de reposo, en estado de contracción máxima voluntaria y en el estado de pujo cuyos resultados se muestran en la figura 24.

VII.- DISCUSION Y RESULTADOS

De acuerdo con lo fundamentado en las "consideraciones de estacionaridad y ergodicidad para señales mioeléctricas" (sección VA), observamos que existen variaciones pequeñas en los parámetros valor medio (μ) y varianza (σ^2) para cada esfínter y maniobra; por lo cual se consideró que la señal mioeléctrica del Aparato Esfinteriano Anorrectal registrada cumple con ser estacionaria en el sentido amplio o débilmente estacionaria.

Registro número	Reposo		Contracción		Pujo	
	Media (μ)	Varianza (σ^2)	Media (μ)	Varianza (σ^2)	Media (μ)	Varianza (σ^2)
1	-3.199E-8	8.035E-2	6.979E-8	1.755E-1	-1.201E-7	3.687E-1
2	2.342E-7	8.581E-2	-1.551E-7	3.877E-1	-4.849E-8	5.569E-2
3	2.950E-7	5.216E-2	-2.287E-8	3.167E-1	-1.100E-7	6.090E-2
4	3.407E-7	2.327E-2	4.424E-8	3.169E-1	-1.655E-8	9.826E-2
5	-9.785E-8	2.418E-2	-3.946E-8	3.518E-1	-9.744E-8	6.863E-2
6	-1.448E-7	3.412E-2	3.848E-8	2.906E-1	-5.056E-8	9.717E-2
7	-	-	7.157E-8	3.344E-1	1.774E-7	3.271E-2
8	-	-	1.634E-7	1.499E-1	-1.261E-7	8.858E-2
9	-	-	1.863E-7	2.420E-1	4.655E-8	9.371E-2

Tabla II.- Comparación del valor medio y la varianza de los registros muestra obtenidos en el esfínter interno, para determinar estacionaridad en el sentido amplio de las señales mioeléctricas de AEAR, durante diversas maniobras.

Registro número	Reposo		Contracción		Pujo	
	Media	Varianza	Media	Varianza	Media	Varianza
	(μ)	(σ^2)	(μ)	(σ^2)	(μ)	(σ^2)
1	1.109E-7	2.722E-1	-1.802E-7	6.009E-1	-2.743E-7	1.396E0
2	-1.004E-7	3.883E-1	6.670E-8	1.377E0	3.253E-8	1.391E-1
3	-6.214E-8	2.575E-1	-1.134E-7	9.199E-1	-1.977E-8	1.716E-1
4	1.798E-8	7.804E-2	5.167E-8	9.893E-1	5.687E-8	5.357E-1
5	-7.443E-8	2.741E-1	-6.437E-8	1.293E0	1.058E-7	2.459E-1
6	-6.326E-8	7.355E-8	5.087E-8	1.386E0	-9.939E-8	3.141E-1
7	-	-	-2.384E-7	1.593E0	-4.568E-8	2.724E-1
8	-	-	-2.569E-6	1.204E0	-5.995E-8	1.027E0
9	-	-	-7.567E-8	1.264E0	-1.348E-7	1.732E-1

Tabla II(cont.).- Comparación del valor medio y la varianza de los registros muestra obtenidos en el esfínter externo, para determinar estacionaridad en el sentido amplio de las señales mioeléctricas de AEAR, durante diversas maniobras.

Por otro lado, como la condición suficiente para que un proceso estocástico arbitrario sea débilmente ergódico es que sus valores promedio y sus funciones de autocorrelación (la cual justamente depende de μ y de σ^2) puedan ser calculadas a partir de una función muestra arbitraria en lugar de calcularlas del ensamble correspondiente[18], también se asumió la débil ergodicidad de la señal, con lo cual tuvo sentido continuar con la aplicación de las demás pruebas estadísticas de segundo orden.

-Al analizar el espectro de potencia para el esfínter interno durante diversas maniobras como se muestra en la figura 22a, observamos en primer lugar que su comportamiento es efectivamente diferente según la maniobra que se realiza y diferente a los espectros de potencia obtenidos para el esfínter externo (mostrados en la figura 22b), ya que durante el reposo, se observa que el espectro de potencia del esfínter externo contiene mayor contenido en frecuencia y su amplitud es mayor. Lo anterior, consideramos que se debe por un lado a las características propias del músculo estriado y por otro a que la masa muscular de este esfínter es mayor a la del interno a este nivel (AEAR) y que por lo tanto su efecto sobre el electrodo también lo es.

- Se dice que la "única" condición para que el esfínter interno se relaje, es la distensión del recto[12,37]. En el presente trabajo no se provocó la distensión del recto, por lo cual no se observa un efecto significativo que permita concluir con respecto a esta maniobra de manera convincente. Sin embargo, debido a que el esfínter interno se encuentra rodeado por el externo, consideramos que existe un estímulo de este último al primero y por lo tanto un efecto. De tal manera, que cuando el esfínter externo se relaja en forma voluntaria durante el pujo (al simular la defecación) el esfínter interno no recibe (o lo recibe, pero en menor grado) estímulo, por lo cual pensamos que su espectro de potencia es muy semejante al que se presenta durante el reposo.

- Durante la contracción, por lo anteriormente expuesto, se observa primero un aumento significativo en la amplitud del espectro y además un aumento también el contenido de frecuencia de la señal registrada en esta maniobra.

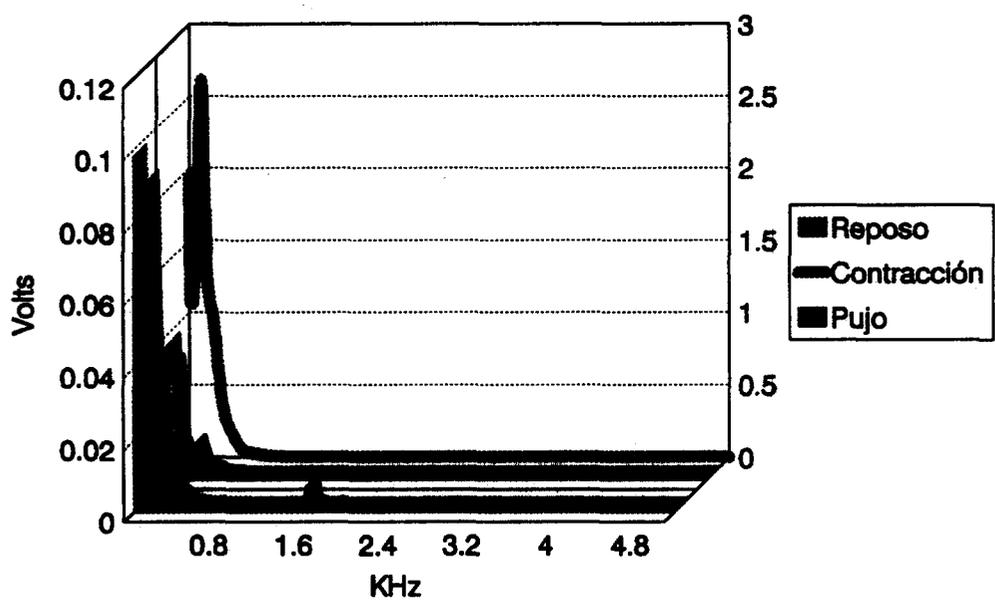


Figura 22a.- Espectros de potencia obtenidos para el esfinter interno durante diversas maniobras. La escala del eje de las ordenadas de la derecha, es para el esfinter interno en contracción y en pujo.

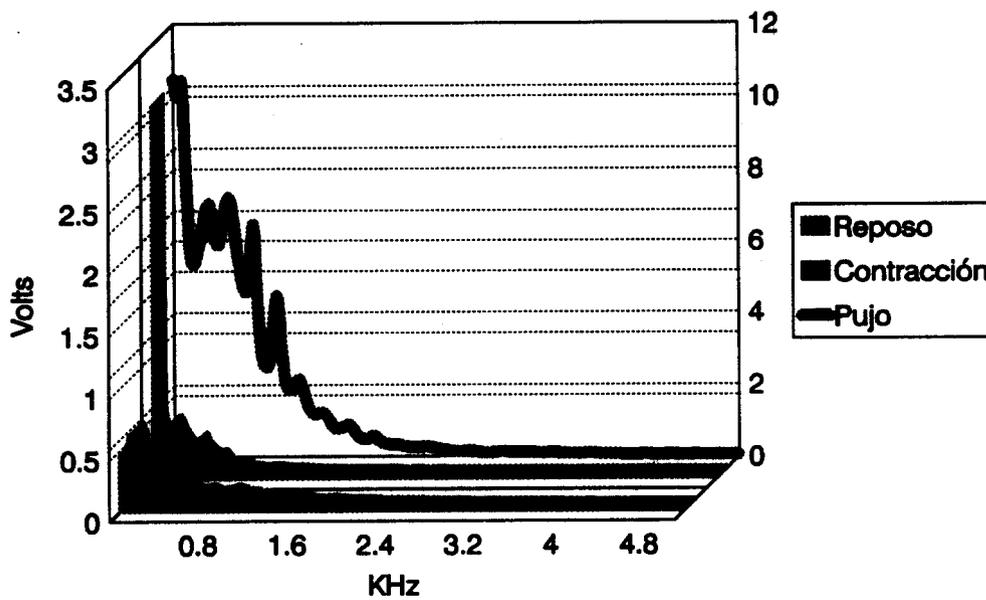


Figura 22b.- Espectros de potencia obtenidos para el esfinter externo durante diversas maniobras. La escala del eje de las ordenadas de la derecha, es para el esfinter externo en reposo y en pujo.

- Al analizar la tabla III, observamos que se cumple que debido a su mayor masa muscular y el tipo de fibras que lo conforman, el esfínter externo presenta una mayor potencia y un mayor contenido de frecuencias tanto para la potencia media como para la mediana en las distintas maniobras, en comparación con el esfínter interno. Lo anteriormente expuesto, se puede concluir también de la observación y análisis de la figura 23a y 23b.

- Para el esfínter interno, es notorio de los datos contenidos en la tabla III y la figura 23a y 23b que en la maniobra de contracción a diferencia de las demás, también es mayor su frecuencia tanto para la potencia media como para mediana, lo cual se puede interpretar como un reflejo de la actividad del esfínter externo sobre el interno.

- Comparando las frecuencias para el reposo y el pujo se observa en la misma tabla III y figura 23a y 23b, que se relaja el esfínter externo y por lo tanto su efecto se ve disminuido sobre el esfínter interno, sin embargo la relajación no es completa ya que durante el estudio el paciente no hace el esfuerzo como debiera por presentar temor a la expulsión de gas, pues se sabe precisamente en condiciones no comunes o privadas.

- Al observar los datos para el esfínter externo en la tabla y figura antes mencionadas, es notorio que durante la contracción existe un desplazamiento hacia frecuencias menores; incluso inferiores a las reposo. Dicho efecto se asocia comúnmente a la fatiga que manifiesta el músculo[16]. Dicho desplazamiento de frecuencia, puede ser descrito como una compresión del espectro de potencia, ya que su forma no cambia, sino sólo el factor de escala de los ejes.

Maniobra	Potencia Media (Volts)	Frecuencia Potencia Media (Hz)	Mediana (Volts)	Frecuencia Mediana (Hz)
Reposo	0.0032433	396	0.0004038	986
Contracción	0.0891905	450	0.0004179	1948
Pujo	0.0214514	440	0.0003693	1836

a)

Maniobra	Potencia Media (Volts)	Frecuencia Potencia Media (Hz)	Mediana (Volts)	Frecuencia Mediana (Hz)
Reposo	0.0636039	1201	0.0138520	2612
Contracción	1.4098030	757	0.0719963	2354
Pujo	0.4045602	1177	0.0417377	2460

b)

TABLA III.- Frecuencias obtenidas para la potencia media y la mediana para el esfínter a) interno y para el b) externo, durante diversas maniobras.

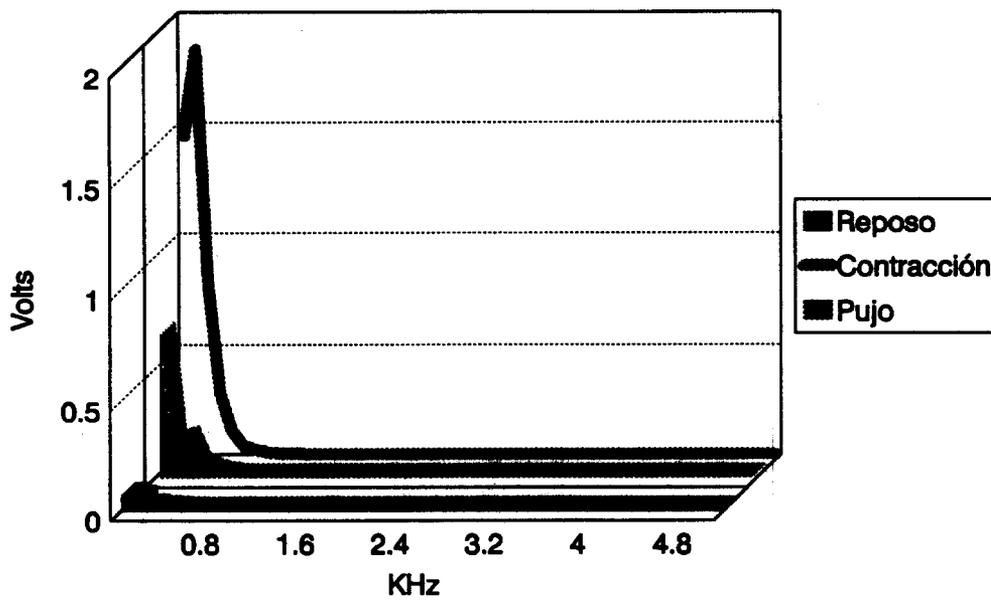


Figura 23a.- Potencia por bandas obtenida para el esfinter interno durante diversas maniobras.

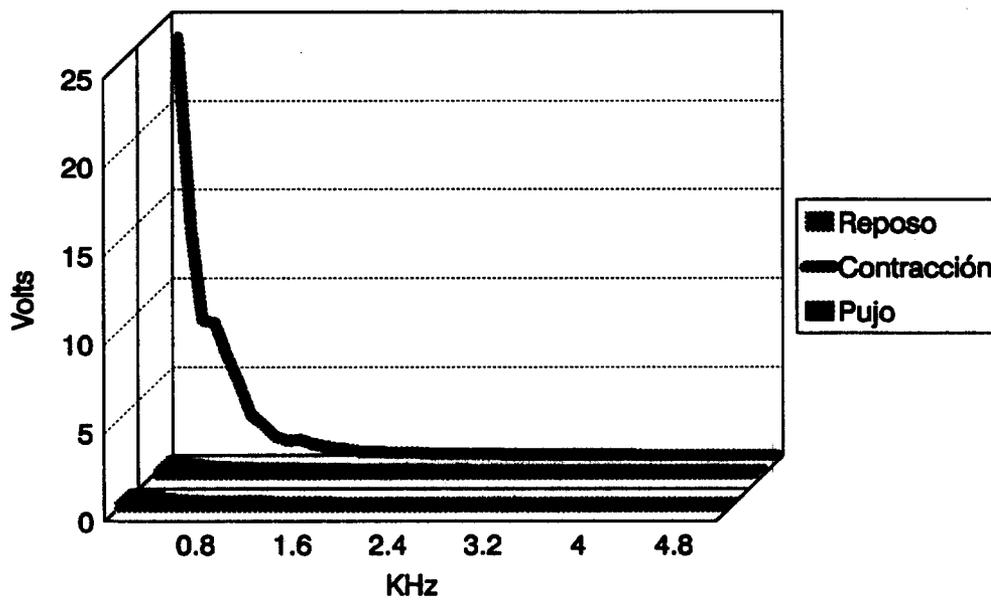


Figura 23b.- Potencia por bandas obtenida para el esfinter externo durante diversas maniobras.

Al analizar los resultados proporcionados por la correlación cruzada entre ambos esfínteres en estado de reposo y durante las maniobras de contracción y pujo, se puede concluir lo siguiente:

- Observando la figura 24 es notorio el hecho de que durante el reposo no se afecta tanto el esfínter interno por el externo, ya que no hay gran correlación entre ellos comparada con la que se presenta durante la maniobra de contracción, para la cual la correlación es bastante grande, lo cual nos permite reafirmar lo anteriormente expuesto.

- Durante la maniobra de pujo se observa el efecto del reflejo recto-anal inhibitorio, ya que el esfínter externo se contrae y afecta al interno, por lo cual existe una mayor correlación entre ambos esfínteres, aunque considerablemente inferior a la que se presenta durante la contracción.

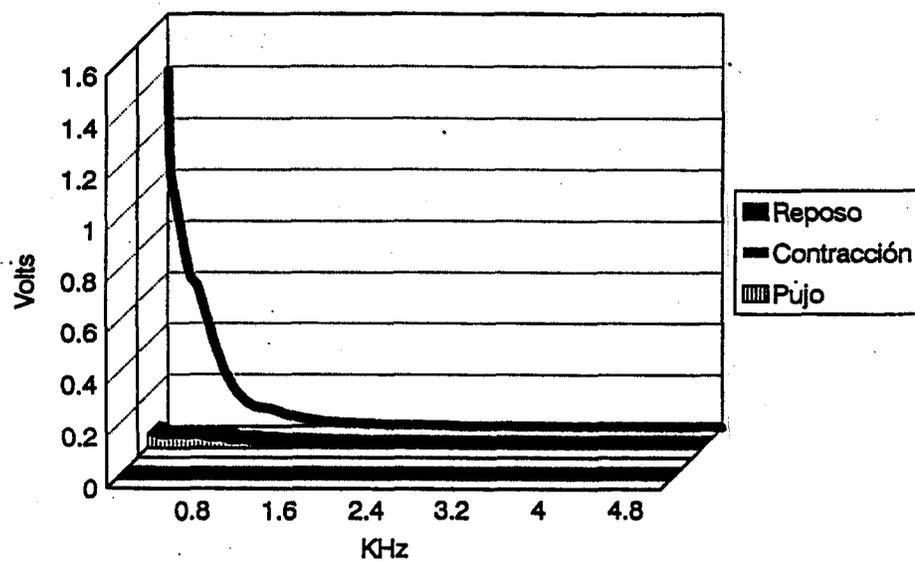


Figura 24.- Correlación cruzada entre el esfínter interno y el externo durante diversas maniobras.

VIII.- CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

A partir del análisis efectuado, fué posible encontrar que la frecuencia de muestreo idónea para dicha señal electromiográfica es mucho más alta de lo que normalmente se reporta en la literatura. Se determinó que el algoritmo de Burg es eficaz para calcular el espectro de potencia de la señal de interés. Además, la repetición de experimentos y el consecuente análisis de las señales, condujo a la conclusión de que las señales electromiográficas de los esfínteres anales deben considerarse como señales aleatorias, que pueden asumirse como débilmente estacionarias y débilmente ergódicas.

Se logró correlacionar el comportamiento del AEAR con el modelo asumido a través de técnicas manométricas. La obtención de la frecuencia para la potencia media y la mediana ("mean and median power frequencies") para cada maniobra y cada esfínter permitió caracterizar a cada uno de los esfínteres. Finalmente, a través de la correlación cruzada se concluye que no es errónea la explicación dada para el efecto que produce el esfínter externo sobre el interno.

De los resultados obtenidos se puede concluir que es posible llegar a caracterizar al aparato esfinteriano anorrectal a través de la metodología propuesta en el presente trabajo (su análisis en frecuencia), así como poder correlacionar su comportamiento mioeléctrico con las bases teóricas de la fisiología del sistema.

En este trabajo se presentó una metodología y los resultados preliminares del análisis espectral de señales mioeléctricas de altas frecuencias en el AEAR. Una vez dado este primer paso se observó que existe un gran campo de estudio en dicho aparato anorrectal y

que una vez caracterizados los esfínteres anales interno y externo durante diversas maniobras en sujetos sanos, será pertinente continuar nuestro estudio con pacientes incontinentes y estriñidos a fin de poder determinar en que esfínter se presenta el problema que ocasiona el padecimiento; o bien si el daño es muscular o de la vía nerviosa. De tal manera que se puedan correlacionar, la morfología de las señales estudiadas o los resultados obtenidos de su análisis en frecuencia, con la patología correspondiente. Posteriormente, será posible aplicar los conocimientos adquiridos en la terapia de dichos pacientes según el tipo y grado de patología que se padezca.

Referencias Bibliográficas

- 1.- Basmajian J.V. and De Luca C.J. "Muscles Alive". 5ª edición. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1985.
- 2.- Becerra E, Corral E., Sánchez J. "Electromyography in anorectal diseases." *Diseases of the Colon and Rectum*, 10:4, 1967.
- 3.- Beck A., Referida por Floyd W.F., Walls E.W.
- 4.- Bendat J. and Piersol A. "Measurement and Analysis of Random Data". New York: Wiley, 1966.
- 5.- Blackman R. and Tukey J. "The Measurement of Power Spectra". New York:Dover, 1958.
- 6.- Collier J.A., "Clinical Application of Anorectal Manometry". *Gastroenterology Clinics of North America*. Vol.16, No.1. Marzo 1987.
- 7.- DeAngelis G.C., Gilmore D.L., DeLuca C.J. Standardized evaluation of techniques for measuring the spectral compression of the myoelectric signal. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.37, No. 9, September 1990.
- 8.- Duchêne J, Goubel F, EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. *Eur. J. Appl. Physiol.* 61:81-87, 1990.
- 9.- Duthie H.L., Bennett R.C. "Anal sphincteric pressure in fissure in ano". *Gynecology and Obstetrics*. 119:19, 1964.
- 10.- Duthie H.L. and Watts J.M. Contribution of the external anal sphincter to the pressure zone in the anal canal. *Gut*, 6:64-68, 1965.
- 11.- Floyd W.F., Walls E.W. "Electromyographic of the sphincter ani externus in man." *Journal of Physiology.*, 122:599,1953.

- 12.- Goldberg M.S., Gordon P.H., Nivatvongs S. "Fundamentos de Cirugía Anorrectal". Cap. I y II. ed. Limusa. México; 1986.
- 13.- Grahan-Stewart C.W., Greenwood R.K. "A review of 50 patients with fissure in ano." *Surgery of the Gynecology and Obstetrics.*, 113:445, 1961.
- 14.- Hardy Williams T. "Sacalc, Signal Analysis Calculator. A computer program and reference for time and frequency domain analysis". ed. Artech House. USA, 1990.
- 15.- Harry H., Kwok L. Autorregressive analysis applied to surface and serosal measurements of the human stomach. *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, Vol. BME-26, No. 7, July 1979.
- 16.- Hof L. A. Errors in frequency parameters of emg power spectra. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 11, pp. 1077-1088, 1991.
- 17.- Kelly M.F., Parker P.A., Scott R.N., The application of neural networks to myoelectric signal analysis: a preliminary study., *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, Vol. 37, No. 3, March 1990.
- 18.- Kwatny E., Thomas D.H., Kwatny H.G. An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-17, pp. 303-313, 1970.
- 19.- Latimer P., Sarna S., Cambell D., Colonic motor and myoelectrical activity: a comparative study of normal subjects, psychoneurotic patients and patients with irritable bowel syndrome. *Gastroenterology*, 80:893-901, 1981.
- 20.- Lose G., Kristensen J.K., Andersen J.T., A disposable anal plug electrode for pelvic floor/anal sphincter electromyography. *Journal of Urology*, 137:249-252, 1987.
- 21.- Martínez Ortiz J.A. "Sistema de adquisición para electromiografía y manometría anorrectal basado en una computadora personal". Tesis de maestría. Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, México, D.F., Junio 1990.

- 22.- Martínez Ortiz J.A., García González M.T., Peña Castillo M.A., Santos Cortés A. "Sistema de adquisición de señales fisiológicas, FISIOLAB". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. X, No. 1, México, Octubre 1989.
- 23.- Martínez Ortiz J.A., Cuevas Montes de Oca F., García González M.T., Peña Castillo M.A., Ortiz Pedroza M. del R., Toledo Alvarado A.L. "Electromiografía y Manometría anorrectal". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. XI, No. 1, México, D.F., Noviembre 1990.
- 24.- Oh C., Karak A.E. "Anatomy of the external anal sphincter." British Journal of Surgery, 59:717, 1972.
- 25.- Oppenheim Alan V. and Lim Jae S. "Advanced Topics in Signal Processing". Chap. I & II. Prentice-Hall, 1988.
- 26.- Orta G.M., Awad R.R., Procesador de señales mioeléctricas del colon. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 7(2), 1986.
- 27.- Papoulis A. "Probability, Random Variables and Stochastic Processes". Chap. 9 & 10. ed. McGraw-Hill, 1981.
- 28.- Parks A.G., Porter N.H., Melzak J. "Experimental study of the reflex mechanism controlling the muscles of the pelvic floor". Diseases of the Colon and Rectum. 5:407, 1962.
- 29.- Peebles Peyton Z. Jr., "Probability, Random Variables and Random Signal Principles". 3a. edición. Mc. Graw-Hill, 1993.
- 30.- Shafik A. "A concept of the anatomy of the anal sphincter mechanism and the physiology of defecation". Disease Colon and Rectum, 30:970-982, 1987.
- 31.- Simon H. "Adaptive Filter Theory". 2a. edición. Prentice-Hall, 1991.
- 32.- Spencer L., Bement, Clyde L., Owings. "Bioelectric measurements research preparation with experimental realism." IEEE Trans. on Education, Vol. E-15, No. 1, pp.55-59, 1972.

- 33.- Taverner D., Smiddy G.F., An electromyographic study of the normal function of the external sphincter and pelvic diaphragm. *Diseases of the Colon and Rectum*. 2:153, 1953.
- 34.- Toledo Alvarado A.L. "Prototipo de un electrodo para EMG en Proctología". Trabajo terminal de la licenciatura en Ingeniería Biomédica. Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, México, D.F., Mayo 1991.
- 35.- Ustach T.J., Tobon F., Hambrecht B., Bass D.D., Schuster M.M., Electrophysiological aspects of human sphincter function. *Journal of Clinical Investigation*. Vol. 49, 1970.
- 36.- Uribe Misael. *Tratado de Medicina Interna*. 1a. edición, Volumen I. Editorial Médica Interamericana, 1990.
- 37.- Webster J.G. et al. "Encyclopedia of medical devices and instrumentation". Vol. I y II. Department of electrical and computer engineering. University of Wisconsin- Madison. ed. John Wiley and Sons, 1988.
- 38.- Womack N.R., Williams N.S., Holmfield J.H.M., Morrison J.F.B., Simpkins K.C. New method for the dynamic assessment of anorectal function in constipation. *Br. J. Surg.* 1985, Vol. 72, December.