

Nuevo detector de enfermedades vestibulares basado en el análisis espectral temporal de nistagmogramas

New vestibular disease detector based on the spectrum-temporal analysis of nystagmograms

Bárbaro Nicolás Socarrás Hernández^{1*}

Leonel Téllez Traba¹

Carmen Brígida Bosch Morlán²

Ángel Regueiro Gómez²

¹Centro de Investigación, Desarrollo y Producción Grito de Baire. La Habana, Cuba.

²Universidad Tecnológica de La Habana “José Antonio Echeverría” (Cujae). La Habana, Cuba.

*Autor para la correspondencia. Correo electrónico: bnz2030@gb.reduim.cu

RESUMEN

Introducción: La exploración del sistema vestibular exige una evaluación precisa, sistemática y completa de la respuesta vestíbulo-ocular. Actualmente los sistemas solo analizan secciones definidas subjetivamente por especialistas clínicos en los registros del nistagmo, y se calculan parámetros en el dominio del tiempo, que a menudo se ven afectados por las interferencias y el ruido en el sistema de exploración durante las pruebas vestibulares.

Objetivo: Presentar un nuevo sistema para la exploración y caracterización del nistagmo obtenido mediante electronistagmografía.

Métodos: Los registros fueron adquiridos a partir de pruebas rotatorias en una muestra de 49 sujetos, se introdujo el análisis espectral temporal del nistagmo inducido, que permitió definir la zona de mayor interés clínico para el análisis durante las pruebas.

Resultados: Se obtuvo un nuevo indicador espectro temporal, detector de enfermedades vestibulares, basado en la comparación del comportamiento del análisis espectral del nistagmo en la sección central de fases de velocidad constante y desaceleración de los registros clínicos. Se obtuvo una buena sensibilidad (90,32 %) y una buena especificidad (88,89 %) del nuevo indicador, relacionado con la determinación de personas enfermas en uno o ambos laberintos.

Conclusiones: El método y el nuevo indicador definido, presentaron mayor capacidad diagnóstica, que el habitual análisis cuantitativo de las señales; mostraron una sensibilidad y especificidad superiores. Permiten llegar a conclusiones en la práctica clínica diaria, con mucha más rapidez que la valoración de los parámetros temporales habitualmente utilizados en los análisis, que presentan como debilidad, el amplio intervalo de valores normales.

Palabras clave: electronistagmografía; pruebas de función vestibular; enfermedades vestibulares; análisis espectral.

ABSTRACT

Introduction: The exploration of the vestibular system requires an accurate, systematic and complete evaluation of the vestibule-ocular response. Currently, systems only analyze sections subjectively defined by clinical specialists in nystagmus records, and time domain parameters are calculated, which are often affected by interference and noise in the scanning system during vestibular tests.

Objective: To present a new system for the exploration and characterization of nystagmus obtained by electronistagmography.

Methods: The records were acquired from rotary tests in a sample of 49 subjects, the temporal spectrum analysis of the induced nystagmus was introduced, which allowed defining the area of greatest clinical interest for the analysis during the tests.

Results: A new temporal spectrum indicator was obtained, detector of vestibular diseases, based on the comparison of the behavior of the spectral analysis of nystagmus in the central section of constant velocity phases and deceleration of clinical records. A good sensitivity (90.32%) and a good specificity (88.89%) of the new indicator were obtained, related to the determination of sick people in one or both labyrinths.

Conclusions: The method and the new defined indicator, presented greater diagnostic capacity, than the usual quantitative analysis of the signals; they showed superior sensitivity and specificity. They

allow conclusions to be reached in daily clinical practice, much faster than the assessment of the temporal parameters usually used in the analyzes, which present as a weakness, the wide range of normal values.

Keywords: Electronystagmography; Vestibular Function Tests; Vestibular Diseases; Spectrum Analysis.

Recibido: 07/01/2019

Aprobado: 21/06/2019

INTRODUCCIÓN

Los estudios publicados sobre trastornos vestibulares presentan evidencias de prevalencia mayor en la población adulta (> 40 años de edad).⁽¹⁾ Las estimaciones de prevalencia de mareos y problemas del equilibrio en niños, oscilan entre el 5 % y el 18 %, sobre la base de los estudios poblacionales, realizados en estudios clínicos pediátricos. En particular el vértigo, se observa entre el 0,3 % y 0,7 % de las visitas de los niños a las clínicas otorrinolaringológicas.⁽²⁾ A esta situación, se suma el envejecimiento progresivo de la población mundial y en particular de la población cubana, que para el 2025 se espera sea la más envejecida de América Latina.⁽³⁾

La complejidad en el registro de las señales relacionadas con los órganos internos del sistema vestibular (utrículo, sáculo y conductos semicirculares); los movimientos oculares asociados al paso del líquido endolinfático por los canales o conductos semicirculares al rotar la cabeza; y en particular el movimiento ocular conocido como nistagmo, asociado al reflejo vestíbulo ocular,⁽⁴⁾ proporcionan grandes oportunidades, para el desarrollo de métodos y medios diagnósticos, basados en la significación y fiabilidad de los diversos parámetros a valorar, que mantienen una relación directa con la pérdida y el mantenimiento del equilibrio espacial de las personas.⁽⁵⁾

El conocimiento fisiológico del órgano auditivo y su funcionamiento, permitió avanzar en el desarrollo de los medios para el diagnóstico de las afecciones vestibulares y neurológicas que se relacionan con el sistema vestibular (SV).

Aparecieron las técnicas basadas en la medición de la diferencia de potencial córneo – retiniano, mediante arreglos de electrodos colocados en las órbitas oculares. Esta alternativa fue denominada como electrooculografía (EOG),⁽⁶⁾ la cual suele ser relativamente menos compleja y costosa que otras técnicas, como los protocolos de estimulación transcraneal, la obtención de imágenes mediante la resonancia magnética funcional, la video-oculografía, la posturografía, la técnica de bobina escleral con campo magnético para indicar la posición ocular y cefálica⁽⁵⁾ y la técnica de impulso cefálico,⁽⁷⁾ que puede estar asistida por video, para detectar los movimientos oculares mediante el rastreo de la pupila. Cada una de estas técnicas, presenta ventajas y desventajas de acuerdo al objetivo fundamental para el que se emplean. La mayoría son costosas debido al equipamiento que incorporan.

En una sacudida del nistagmo, hay dos fases alternantes, una lenta, de alejamiento respecto al objeto de mirada, seguida de una fase rápida (sacádica) de aproximación debido a la función sensorial de velocidad de los canales semicirculares.⁽⁸⁾ Por convenio, la fase rápida define la dirección del nistagmo. Esto resulta útil en el análisis de las respuestas de los órganos vestibulares y su diferenciación, sobre todo durante pruebas rotatorias, donde hay cambios en la dirección del nistagmo, debido a las aceleraciones y desaceleraciones del sillón rotatorio.

El registro del nistagmo se realiza mediante una técnica particular de la EOG, conocida como electronistagmografía (ENG), la cual permite conocer algunos parámetros, como la velocidad angular de la fase lenta del nistagmo y la latencia en la aparición del reflejo vestíbulo ocular. Estos aportes de la valoración cuantitativa, fueron ampliados por autores, que describieron la diferenciación entre ambos receptores del SV, mediante el uso de estimulaciones repetidas rotacionales, calóricas y de otros tipos, para observar la presencia de nistagmo espontáneo y trastornos del equilibrio en pacientes con diferencia de respuestas en ambos laberintos.⁽⁹⁾

El análisis de los registros ENG que caracterizan la respuesta del SV, es realizado comúnmente por los especialistas clínicos, en el dominio del tiempo, lo cual introduce errores subjetivos en la identificación de las señales de interés clínico y puede ocasionar diagnósticos erróneos, de las enfermedades asociadas a este complejo sistema, especialmente en la determinación de los límites del evento nistagmográfico, así como en la determinación de sus parámetros básicos (amplitud, velocidad, etc.).

A bajas frecuencias del estímulo, la respuesta del órgano vestibular aparece con influencias del sistema de seguimiento visual y la actividad mental. *Henriksson* en 1955⁽⁹⁾ demostró que en la rotación a oscuras,

las fases lentas del nistagmo, son inducidas sólo por la estimulación vestibular, con gran influencia de la posición de la cabeza del sujeto.

El hecho de que, a frecuencias bajas del estímulo, la respuesta del órgano vestibular muestre la influencia del sistema de seguimiento visual y de la actividad mental, es una excelente oportunidad para investigar las causas de la variabilidad de la señal electronistagmográfica en sujetos con trastornos vestibulares, mediante la incorporación del análisis en el dominio de la frecuencia (espectro), además del cálculo de parámetros temporales.

La estimación espectral de un registro electronistagmográfico, se ha utilizado como método para cuantificar las frecuencias del movimiento ocular en pacientes afectados con nistagmo congénito⁽¹⁰⁾ y para revelar cambios en el nistagmo vestibular comparando la velocidad ocular con la velocidad del paciente durante las pruebas vestibulares.⁽¹¹⁾ Otras aplicaciones del análisis espectral, se han utilizado en los estudios de la simetría entre las velocidades ocular y cefálica durante la prueba vestibular auto rotatoria con margen de estimulación superior a 1 Hz.⁽¹²⁾

Para estimulación con frecuencia inferior y preestablecida, como la prueba de rotación trapezoidal,⁽¹³⁾ no aparecen publicados estudios de cribado de los trastornos vestibulares, sin embargo, estas pruebas son utilizadas por las ventajas que ofrecen, al no ser invasivas y ser bien toleradas por los pacientes (incluido niños y ancianos). La estimulación es y por facilita cambios en la velocidad de la rotación, lo cual aumenta las posibles zonas de análisis en los registros electronistagmográficos asociados.

Los autores pretenden mejorar los análisis actuales, con ayuda de procesamiento espectro temporal de los registros, lo cual contribuye a minimizar los errores subjetivos en la identificación de los hallazgos de interés electronistagmográficos, a profundizar en la caracterización del SV y la detección de los trastornos del sistema óculo- motor, mediante el análisis de la variabilidad de los movimientos oculares resultantes del reflejo vestibulo ocular.

El objetivo de este trabajo es mostrar un nuevo sistema para la exploración y caracterización del nistagmo, obtenido mediante electronistagmografía.

METODOS

Se diseñó un sistema de tres canales, que se conectan a un arreglo de electrodos de plata (Ag) con diámetro de 0,7 mm; se sitúan alrededor de la superficie ocular, para obtener dos derivaciones verticales y una derivación horizontal (Fig. 1), esta última, la más importante en la mayoría de las pruebas clínicas que se realizan a los sujetos bajo estudio. En la figura 1, no se representan los circuitos de muestreo y retención en la entrada del multiplexor.

Se emplearon circuitos Sample/Hold, previo al multiplexor analógico, para permitir la sincronización de los canales en la adquisición de las señales electrooculográficas y las etapas comunes de amplificación y filtrado analógico de las señales adquiridas ($0,1 \text{ Hz} < \Delta f < 40 \text{ Hz}$). Se garantiza así el mismo error en el canal para el procesamiento de la información. Los registros pueden ser afectados por artefactos producidos a través de otras señales asociadas al entorno de medición, como pueden ser la señal de ECG, la señal de electromiográfica, la señal respiratoria y otras.

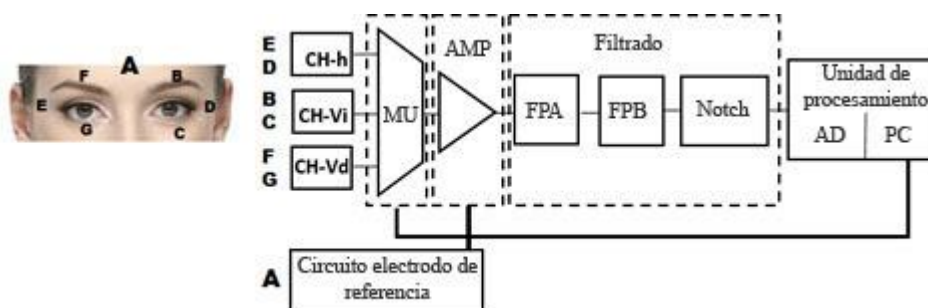


Fig. 1 – Diagrama simplificado del sistema para la adquisición (incluye amplificación) y procesamiento de biopotenciales electrooculográficos.

Para adquirir el registro del nistagmo inducido rotacional mediante ENG, se tuvo en cuenta que se obtienen señales de muy baja amplitud, con una media típica entre 250 - 1000 μV , en una banda de frecuencias que se extiende, según lo normado por la Sociedad Internacional de Electrofisiología Clínica de la Visión (ISCEV) desde 0,1 Hz hasta los 30 Hz.⁽⁶⁾

Para evaluar los algoritmos, se utilizó una tarjeta de adquisición NI-1208, controlada desde un ordenador, a través de una interfaz desarrollada en LabView v. 8.6.

El estudio clínico en los sujetos seleccionados, fue realizado en los hospitales “Dr. Carlos J. Finlay” y “Dr. Luis Díaz Soto”. Se llevó a cabo una investigación observacional, de corte transversal para la validación preliminar de un nuevo indicador espectro temporal, detector de enfermedades vestibulares (DPV_{ENG}).

Fueron reclutados sujetos (49) voluntarios que aceptaron participar en la investigación, 18 sanos y 31 con problemas vestibulares; del total, 22 mujeres y 27 hombres, con edades entre 18 y 74 años. Fue creada una base datos de registros de nistagmos fisiológicos, inducidos por estimulación rotatoria.

Se utilizó un sillón rotatorio, controlado automáticamente en velocidad y sentido de giro. A cada sujeto se le aplicó la prueba rotatoria trapezoidal, con una fase inicial de aceleración seguida de una de velocidad constante y por último una fase final de desaceleración (Fig. 2). Los intervalos definidos (G1, 2 y 3) corresponden a zonas del registro en las cuales el nistagmo presenta características de interés para el estudio vestibular.

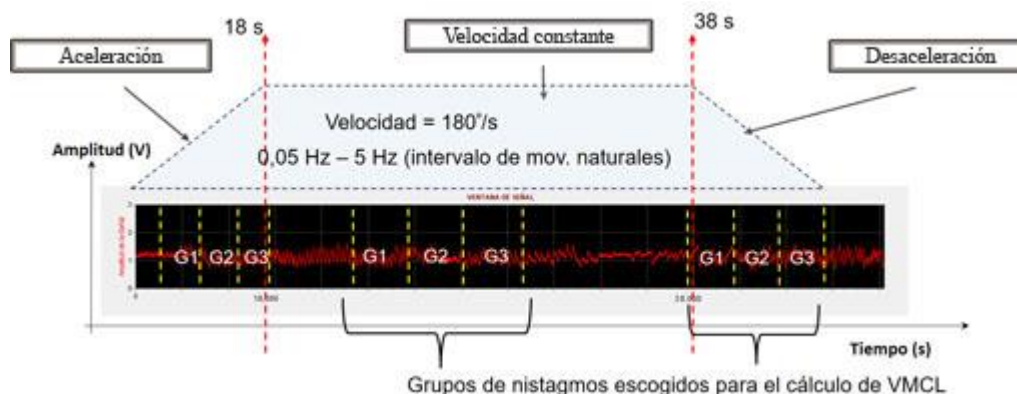


Fig. 2 - Representación de la prueba rotatoria trapezoidal (test de Barany).

Los intervalos entre la aplicación de las aceleraciones de dirección contraria,⁽¹⁴⁾ aportaron los parámetros temporales de apoyo al diagnóstico clínico inicial.

Para cada sujeto se realizaron dos registros, uno con estimulación rotatoria, con giro en el sentido de las manecillas del reloj y otro en sentido contrario. Los registros realizados mediante la tarjeta NI-1208, quedaron sincronizados con el estímulo y la interfaz desarrollada. Se utilizó para exportarlos en forma de un vector de datos para su posterior análisis.

Para procesar los registros, se utilizó una aplicación desarrollada con MATLAB, se seleccionan dos secciones para el análisis: fase estable (velocidad constante) y fase de recuperación (desaceleración) como se observa en la figura 2.

RESULTADOS

La figura 3 muestra las características estáticas del montaje físico- experimental. Como se puede observar en la figura 3A se logró buena linealidad en la banda de paso, con un error de 0 (cero) (“*offset*”) inferior a 3 mV (canal más crítico). Las figura 3B y 3C muestran la respuesta típica de frecuencias obtenidas por simulación y experimentalmente (0,5 Hz – 40 Hz). En estas, las pequeñas diferencias se deben fundamentalmente a las tolerancias de los componentes pasivos empleados (resistores, 5 % y condensadores, 20 %).

Se muestran las principales características estáticas del canal de acondicionamiento para el registro de movimientos oculares. En 3A, la linealidad del canal de acondicionamiento para medir la derivación horizontal de movimientos oculares (los valores de tensión fueron tomados en la banda de paso a una frecuencia de 20 Hz). En 3B, la respuesta de frecuencias obtenida por simulación del canal diseñado con MultiSIM (v.11.0) y en 3C, el resultado experimental (ancho de banda del canal) obtenido con ayuda de la instrumentación de laboratorio (osciloscopio, generador de funciones y fuente de alimentación).

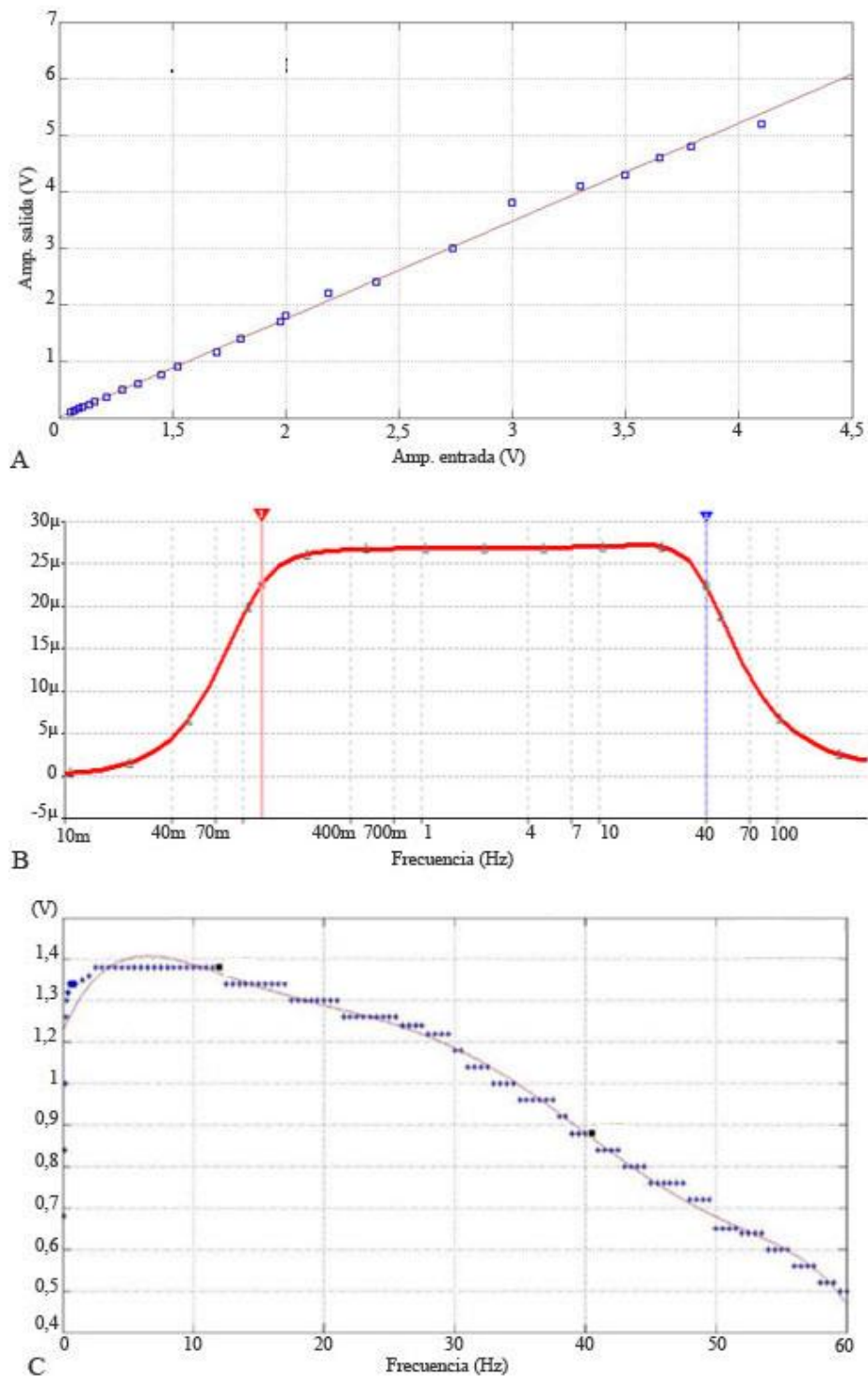


Fig. 3 - Principales características estáticas del canal de acondicionamiento para el registro de movimientos oculares.

La figura 4 muestra un segmento ampliado de la sección estable de un registro nistagmográfico típico. Para minimizar el acoplamiento de artefactos, se realizó un prefiltrado digital paso-banda en el intervalo de 1 – 40 Hz. Cada pequeño segmento, desde un mínimo hasta su consecutivo, corresponde a un nistagmo detectado. En cada sección (estable y recuperación) se seleccionaron tres grupos de nistagmos (First 5, Mid 5 y Last 5), se calculó la mejor relación señal/ruido y cada grupo contiene cinco nistagmos consecutivos, los cuales se analizaron independientemente, mediante la separación de la fase rápida y la fase lenta.

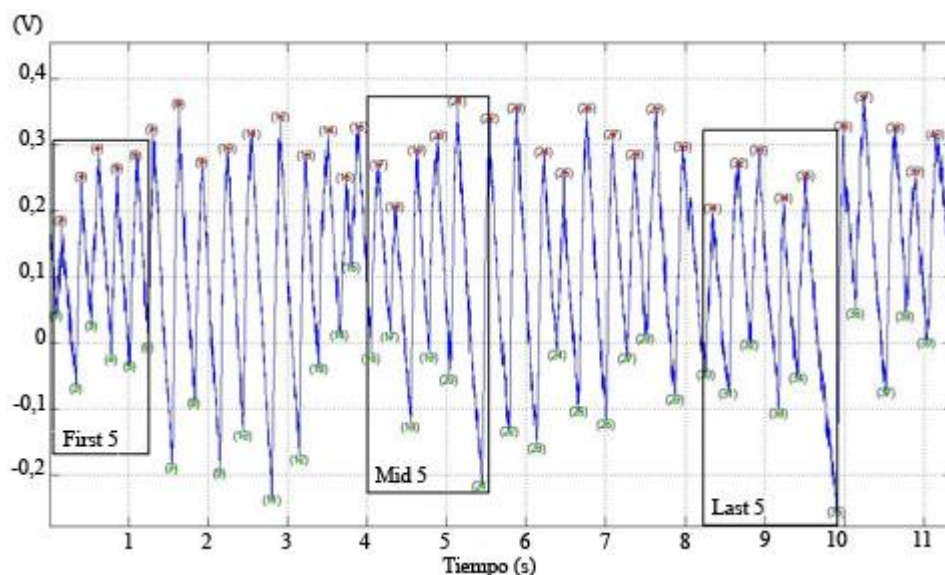


Fig. 4 - Segmento de sección estable para sujetos sanos, donde se resaltan los nistagmos de los grupos seleccionados, cada uno espaciado a lo largo de las zonas: inicio (First 5), medio (Mid 5) y final (Last 5).

El análisis paramétrico de las fases de los nistagmos registrados, se realizó a los 49 sujetos, los resultados son similares a los mostrados en la figura 5, los cálculos se realizaron en la fase rápida, la cual caracteriza la dirección del nistagmo. En esta figura se comparan las fases de cambio rápido de los nistagmos en la sección estable y de recuperación de los registros oculográficos (izquierda: área bajo la curva (ABC*) del espectro de potencia en el intervalo desde 1 Hz a 50 Hz. Derecha: varianza del área bajo la curva (Var_ ABC*) por décadas en el intervalo de 1 Hz a 50 Hz).

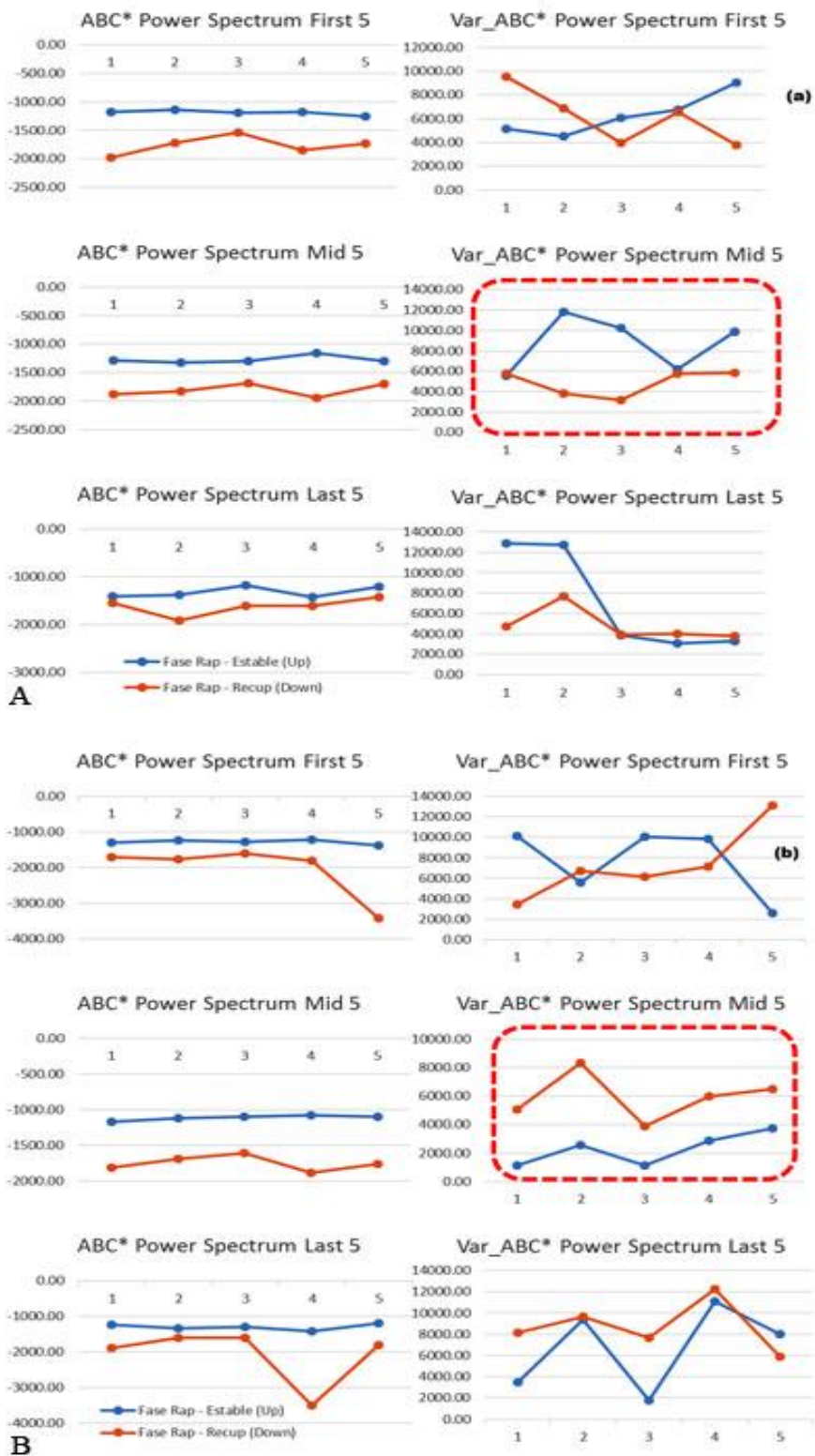


Fig. 5 - Análisis de nistagmos registrados: (A) sujeto sano (B) sujeto con problemas vestibulares.

Como se puede observar, existe un patrón definido. Las componentes energéticas (área bajo la curva ABC*) en la sección estable (curva azul) están por encima de las componentes energéticas de la sección de recuperación en los segmentos estudiados de los registros adquiridos; sin embargo cuando se analiza la varianza de la energía en los primeros 50 Hz del espectro, se ve como existe una inversión en la zona media (Mid 5) de la sección para los sujetos con problemas vestibulares (rectángulos marcados en rojo en la figura), lo cual permite definir el estado patológico del sujeto, en el hemisferio estudiado (depende de la dirección de la prueba rotacional).

A la señal muestreada NEOG obtenida desde el registrador acoplado al sistema rotacional, se le aplica un filtrado digital paso-banda ($1 \text{ Hz} < f_c < 40 \text{ Hz}$) para minimizar artefactos y otras señales interferentes. A partir de esta señal filtrada, se aplica el método de *Welch* (periodograma con ventana de *Hamming*,⁽¹⁵⁾ para un grupo definido de nistagmos detectados (cinco nistagmos consecutivos) en las zonas medias de las secciones (estable y de recuperación) en el registro bajo análisis, lo cual permite obtener el espectro de potencia (PS) de estas ventanas seleccionadas, según la expresión:

$$PS(f) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{NN}(n) e^{-i2\pi fT}$$

Donde r_{NN} es la función de correlación que puede ser calculada según la expresión:

$$r_{NN}(n) = \sum_{k=1}^n N_{EOG}(k) N_{EOG}(k+n)$$

El nuevo indicador paramétrico: DPV_{ENG} relacionado con la variabilidad de la energía asociada a los nistagmos de un registro oculográfico es definido según:

$$DPV_{ENG} = SG \sum_{n=1}^5 (Var_{ABC^*}(PS(\Delta f)_{r_{SE}}) - Var_{ABC^*}(PS(\Delta f)_{r_{SR}}))$$

Donde: Var_ABC^* representa la varianza del área bajo la curva del espectro de potencia (PS), dividido por décadas desde 1 Hz hasta 50 Hz de los nistagmos seleccionados de cada sección (estable y recuperación), en un registro oculográfico durante el desarrollo de la prueba rotatoria y SG define el sentido de rotación de la prueba (SG = 1 para rotación derecha y SG = -1 para rotación izquierda).

Cuando este nuevo indicador se aplica a los registros de los sujetos bajo estudio en pruebas rotatorias, si su valor es positivo entonces el sujeto es considerado sano; pero en caso contrario, el médico debe aplicar nuevas pruebas para la puntualización del origen de la enfermedad (anatómico o funcional). Este indicador muestra un cambio apreciable en los sujetos con problemas vestibulares, pues la energía de los nistagmos en la zona media de la fase de recuperación supera a la energía de los nistagmos de esa zona en la fase estable, estos cambios indican enfermedades detectadas del SV de un hemisferio particular en el sujeto bajo estudio. Se muestra la estimación de la precisión del nuevo sistema, así como de su consistencia, asociado al análisis de los registros oculográficos (tabla). Se calcularon la sensibilidad, especificidad y los valores de predicción positiva y negativa.⁽¹⁶⁾

Tabla - Resultados de la estimación de la precisión y consistencia del nuevo sistema

n	Verdaderos positivos	Verdaderos negativos	Falsos positivos	Falsos negativos
49	28	16	2	3
	Sensibilidad	Especificidad	Valor predictivo positivo	Valor predictivo negativo
	90,32	88,89	93,33	84,21

Los resultados pueden calificarse de muy buenos cuando se comparan con el método tradicional de evaluación (clínico). La incorporación del análisis espectro temporal de los nistagmos, permite personalizar las medidas, a partir de las propias características del sujeto. El nuevo indicador desarrollado, ofrece una importante ayuda en la detección de enfermedades relacionadas con el SV.

El análisis paramétrico en electronistagmografía, permitió la caracterización espectro temporal de los nistagmos adquiridos en sujetos sanos y con afectaciones vestibulares, se logró un resultado interesante al definirse un nuevo indicador espectro temporal que permite el cribado clínico de los sujetos bajo estudio, mediante la detección de la afectación del SV en uno o en ambos laberintos del oído interno.

El método presentado para el análisis de los registros nistagmográficos y el nuevo indicador definido (DPV_{ENG}), presentaron mayor capacidad diagnóstica, que el habitual análisis cuantitativo de las señales

resultantes de los registros durante pruebas vestibulares, al mostrar valores de sensibilidad y especificidad superiores. Permite llegar a conclusiones en la práctica clínica diaria, con mucha más rapidez que la valoración de los parámetros temporales habitualmente utilizados en los análisis, que presentan como debilidad, el amplio intervalo de valores normales.

El método empleado para el análisis computarizado de la electronistagmografía, permitió resolver la determinación de la mejor parte de la señal asociada a la prueba rotatoria trapezoidal, para realizar el análisis espectro temporal, evitar la pérdida de información útil y la ocurrencia de errores de carácter subjetivo, por parte de los especialistas durante la valoración cualitativa y cuantitativa de los registros ENG.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Agrawal Y, Carey JP, Della Santina CC, Schubert MC, Minor LB. Disorders of balance and vestibular function in us adults: Data from the national health and nutrition examination survey, 2001-2004. Archives of Internal Medicine. 2009[acceso: 04/12/2018];169(10):938-44. Disponible en: <https://jamanetwork.com/journals/jamainternalmedicine/article-abstract/773517>
2. Li C-M, Hoffman HJ, Ward BK, Cohen HS, Rine RM. Epidemiology of Dizziness and Balance Problems in Children in the United States: A Population-Based Study. The Journal of pediatrics. 2016[acceso: 04/12/2018];171:240-7. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022347615015127>
3. Naranjo Hernández Y, Figueroa Linares M, Cañizares Marín R. Envejecimiento poblacional en Cuba. Gaceta Médica Espirituana. 2015[acceso: 04/12/2018];17:223-33. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1608-89212015000300025&script=sci_arttext&tlng=pt
4. Pfeiffer C, Serino A, Blanke O. The vestibular system: a spatial reference for bodily self-consciousness. Frontiers in Integrative Neuroscience. 2014[acceso: 04/12/2018];8:31. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnint.2014.00031>
5. Gila L, Villanueva A, Cabeza R. Fisiopatología y técnicas de registro de los movimientos oculares. Anales del Sistema Sanitario de Navarra. 2009[acceso: 04/12/2018];32:9-26. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v32s3/original2.pdf>

6. Constable PA, Bach M, Frishman LJ, Jeffrey BG, Robson AG. ISCEV Standard for clinical electro-oculography (2017 update). *Documenta Ophthalmologica*. 2017;134(1):1-9.
7. Halmagyi G, Curthoys IS. A clinical sign of canal paresis. *Archives of neurology*. 1988[acceso: 04/12/2018];45(7):737-9. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10633-017-9573-2>
8. Wiest G. The origins of vestibular science. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2015[acceso: 04/12/2018];1343(1):1-9. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/nyas.12706>
9. Eza-Nunez P, Farinas-Alvarez C, Fernandez NP. Comparison of three diagnostic tests in detecting vestibular deficit in patients with peripheral vestibulopathy. *The Journal of laryngology and otology*. 2016;130(2):145-50.
10. Reccia R, Roberti G, Russo P. Computer analysis of ENG spectral features from patients with congenital nystagmus. *Journal of biomedical engineering*. 1990[acceso: 04/12/2018];12(1):39-45. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0141542590901132>
11. Pérez N. Atlas de pruebas vestibulares para especialistas en otorrinolaringología. Barcelona: Profármaco. 2009;2:207.
12. Li-Chun H, Te-Ming L, Yu-Ming C, Terry BJ, Gho_She L. Clinical applications of correlational vestibular autorotation test. *Acta Oto-Laryngologica* 2015[acceso: 04/12/2018];135(6):549-56. Disponible en <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/00016489.2014.999874>
13. Trinidad Ruiz G. Definiciones e impacto del vértigo y sus síndromes relacionados. Barcelona: Ergon; 2017.
14. Claussen PDC-F, Bergmann DmJM, Bertora DmGO. *Equilibrimetría y Tinnitología Práctica*. Germany: Neurootologisches Forschungsinstitut Der 4-G-F Forschung Ev D-97688 Bad Kissingen; 2009.
15. Gupta HR, Mehra R. Power spectrum estimation using Welch method for various window techniques. *International Journal of Scientific Research Engineering and Technology (IJSRET)*. 2013;2(6):389-92.
16. Tamargo Barbeiro TO, Jiménez Paneque RE, Hidalgo Acosta T, Mora Díaz I, Peña Casanovas A, Gutiérrez Rojas AR. ¿Qué saber para optimizar el uso de medios diagnósticos en la clínica? *Revista Cubana de Medicina*. 2017[acceso: 04/12/2018]; 56(3):227-41. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/med/v56n3/med09317.pdf>

Conflictos de interés

Los autores no refieren conflictos de interés.