

# Caracterización de la adquisición de nistagmos asociados al estudio del sistema vestibular

**Bárbaro Nicolás Socarrás Hernández**

correo electrónico: bnz2030@gb.reduim.cu

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

Artículo Original

**Abel Calle Herranz**

correo electrónico: abel.calle@infomed.sld.cu

Centro Provincial de Electromedicina 23 y K, La Habana, Cuba

**Dairon Campos Domínguez**

correo electrónico: dcamposd92@gmail.com

Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana

**Carmen B. Busoch Morlán**

correo electrónico: cbusoch@electronica.cujae.edu.cu

Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana

**Angel Regueiro Gómez**

correo electrónico: regueiro@electronica.cujae.edu.cu

Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana

## Resumen

Este trabajo expone la investigación desarrollada para la adquisición de potenciales oculares relacionados con el Sistema Vestibular. Se caracterizan los electrodos empleados como transductores primarios considerando su tipo (electrodos superficiales, reusables o desechables), el material de su composición (Ag o Ag/AgCl) con buena biocompatibilidad, su área de contacto e impedancia medidas con ayuda de un KIT de medición de impedancia (AD5933); así como su adecuada colocación facial sobre los sujetos (tres canales de medición: uno horizontal y dos verticales) para la mejor captación de las señales durante el desarrollo de pruebas rotatorias. Además, se analizan preliminarmente los registros obtenidos sobre cinco sujetos detectándose las características de los nistagmos registrados en el dominio del tiempo durante la fase estable y la fase de recuperación del protocolo de una prueba rotatoria sobre un sillón móvil controlado, detectándose un cambio de simetría de estos eventos de acuerdo con el sentido de rotación, y una diferencia en las características de su espectro de frecuencias entre sujetos con patologías clínicas y sujetos supuestamente sanos, obteniéndose las bases para una futura definición de nuevos indicadores cuantitativos espectro-temporales en la identificación de patologías clínicas relacionadas con la respuesta del Sistema Vestibular en sujetos con pérdida de equilibrio espacial.

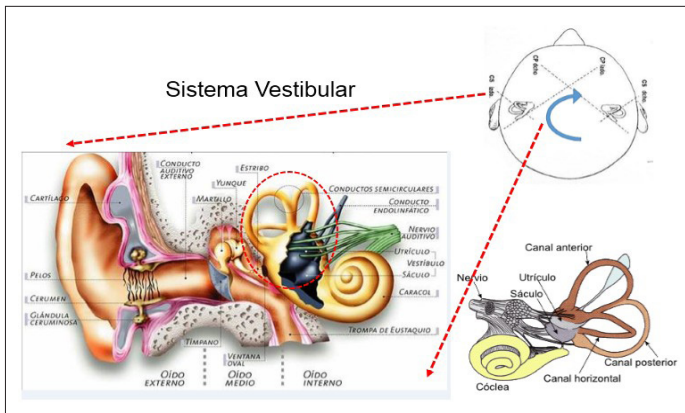
Palabras claves: equilibrio espacial, Sistema Vestibular, captación de nistagmos

Recibido: 9 de julio del 2016      Aprobado: 6 de noviembre del 2016

## INTRODUCCIÓN

El equilibrio en los humanos, es una función del sistema nervioso central, que permite el mantenimiento de la postura bípeda y el desplazamiento con una marcha sin desbalances o caídas, lo que se logra a partir

de la información sensorial proveniente de la visión, los receptores somato sensoriales y los receptores vestibulares de ambos oídos internos (figura 1); estos últimos permiten la percepción de las aceleraciones lineales y angulares, y la estabilidad en el mantenimiento de la imagen en la fovea.



**Fig. 1. Representación de la estructura del oído y del sistema vestibular [1].**

Dada la compleja ubicación del sistema vestibular formado por los utrículos, sáculos y conductos semicirculares asociados, se hace difícil acceder a su estructura para un diagnóstico preciso, y por ello se han buscado nuevas formas de relacionar su funcionamiento de forma indirecta.

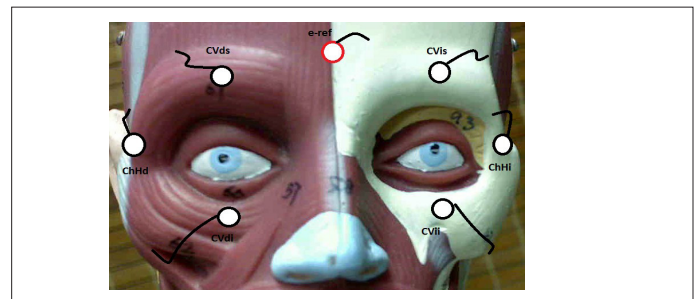
Las primeras valoraciones de los movimientos oculares datan del siglo XIX [2], utilizando métodos de observación directa o a través de fotografías y técnicas invasivas sobre los ojos, el conocimiento del problema fisiológico fue acercando a los científicos a otras técnicas indirectas basadas en la medición de la diferencia de potencial córneo-retiniano mediante la colocación de electrodos en las órbitas oculares (oculografía) [3], los protocolos de estimulación transcraneal (TMS), la obtención de imágenes mediante la resonancia magnética funcional (RMf), la video-oculografía [4-5], la posturografía [6-8] y la técnica de bobina escleral con campo magnético, que utiliza una bobina situada sobre la esclerótica para generar señales eléctricas que indican la posición ocular y cefálica. A diferencia de la oculografía, las restantes técnicas mencionadas suponen el uso de equipos complejos, algunos invasivos y altamente costosos (tabla 1). Hoy día para la medicina clínica, la valoración cualitativa y cuantitativa de la respuesta vestibular, utilizando técnicas digitales de registro y procesamiento de bioseñales, y la aplicación simultánea de estimulación inducida del tipo visual, rotatoria y calórica, es de suma importancia, pues permite el chequeo riguroso del estado de los sujetos antes de cumplir tareas riesgosas [9,10] relacionadas con el desarrollo de actividades físicas.

De acuerdo con los datos brindados por la Oficina Nacional de Estadísticas (ONE) en Cuba, y los del Centro Latinoamericano y Caribeño de Demografía (CELADE), el envejecimiento de la población cubana presenta un crecimiento progresivo con incremento marcado en los últimos años; actualmente un 16 % de la población total tiene más de 60 años y para el 2025, Cuba será el país más envejecido de América Latina, por lo que se hace necesario intensificar la investigación en la atención especializada de este sector poblacional vulnerable, siendo necesario y de utilidad el desarrollo de equipamiento especializado para el estudio de los casos de padecimientos asociados a deficiencias del sistema vestibular, entre ellos la falta de equilibrio espacial y el vértigo, muy frecuentes en personas de la tercera edad.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para un adecuado registro de los potenciales oculares (nistagmos) asociados al análisis dinámico del equilibrio a través de la caracterización del sistema vestibular, se hace necesario la adecuada selección y colocación de un arreglo de electrodos, los cuales deben permitir la captación de los potenciales oculares en el sujeto bajo estudio.

La figura 2 muestra una representación básica de la colocación del arreglo de siete electrodos para la adquisición de los biopotenciales oculares. Se puede observar que típicamente existe un par colocado horizontalmente en los extremos de la cara (eje horizontal) y dos pares de electrodos verticales, ubicados respectivamente en la zona superior-inferior de cada uno de los ojos del sujeto. Un último electrodo se toma como referencia en el sistema, y suele colocarse generalmente en el punto medio entre los pares de electrodos verticales.



**Fig. 2. Colocación del arreglo de electrodos para el registro de señales oculares en el estudio de nistagmos (ChHd y ChHi: pares de electrodos del canal horizontal, CVdx y CVix: pares de electrodos de los canales verticales derecho e izquierdo donde s es el electrodo superior e i es el electrodo inferior).**

**Tabla 1**

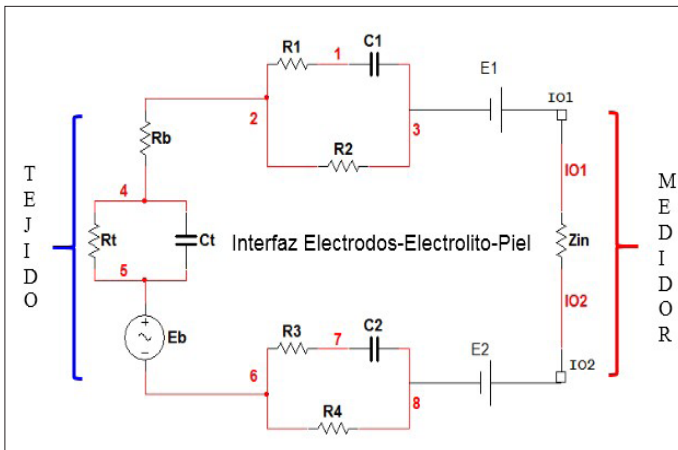
Alternativas de estudio para análisis del Sistema Vestibular (equilibrio en humanos)

Alternativa	Transductores básicos	Complejidad	Costo
Video-oculografía	Cámaras CCD	Alta	Alto
Posturografía	Cámaras video	Alta-Media	Alto-Medio
TMS: Estimulación transcraneal	Antena craneal	Alta	Alto
RMN (Funcional)	Antenas RF	Alta	Alto
Registro de Nistagmos	Arreglo de electrodos	Media-Baja	Medio-Bajo

A partir de la complejidad en la colocación de los electrodos para la captación de las bioseñales deseadas, se hizo necesario profundizar en la selección y caracterización de los electrodos, considerando el tipo de material empleado, su tamaño y área de contacto con la piel, su impedancia característica, así como el lugar de colocación.

### Selección y caracterización de electrodos

La figura 3 muestra la representación del modelo equivalente de la interfaz electrodo-electrolito-tejido cuando se emplean electrodos para la captación de bioseñales.



**Fig. 3. Representación del modelo eléctrico de la interfaz electrodo-electrolito-tejido ( $Z_{in}$ : impedancia de entrada,  $E_1$  y  $E_2$ : potenciales de media celda,  $C_1$  y  $C_2$ : capacidades de la frontera de la interfaz,  $R_1$  y  $R_3$ : resistencia debido a la migración de iones en la interfaz,  $R_2$  y  $R_4$ : representa el efecto del contacto óhmico entre la piel y el electrodo,  $E_b$ : generador biológico,  $C_t$ : capacidad del tejido,  $R_t$ : resistencia del tejido,  $R_b$ : resistencia de salida del generador biológico).**

Se aprecia que una componente importante está asociada al potencial de media celda de los electrodos debido fundamentalmente al tipo de material empleado y a la distribución de cargas en la interfaz. Del modelo presentado se puede obtener la ecuación 1.

En la ecuación 2 se observa que la tensión registrada ( $V_{in}$ ) depende del potencial de la bioseñal adquirida ( $E_b$ ) y de las componentes de impedancia del tejido ( $R_t$  y  $C_t$ ), de los electrodos y del instrumento de medición. Cuando se logra aumentar suficientemente la impedancia de entrada del instrumento o canal de medición ( $Z_{in}$ ), se disminuye el efecto de carga sobre la sección del tejido entre los electrodos.

$$V_{in} = (E_b + E_1 + E_2) \frac{Z_{in}}{\left( Z_{in} + R_b + \frac{R_t}{1 + j2\pi f C_t R_t} + \frac{(j2\pi f C_1 R_1 + 1) R_2}{j2\pi f C_1 (R_1 + R_2) + 1} + \frac{(j2\pi f C_2 R_3 + 1) R_4}{j2\pi f C_2 (R_3 + R_4) + 1} \right)} \quad (1)$$

Si se consideran iguales los electrodos de trabajo ( $R=R_1=R_3$ ,  $R'=R_2=R_4$ ,  $C=C_1=C_2$  y  $E_1=-E_2$ ) se puede simplificar la expresión, obteniéndose la ecuación 2:

$$V_{in} = \frac{E_b Z_{in}}{Z_{in} + R_b + \frac{R_t}{1 + j2\pi f C_t R_t} + \frac{2R'(j2\pi f C R + 1)}{j2\pi f C (R + R') + 1}} \quad (2)$$

La tabla 2 muestra algunos de los materiales más empleados en el diseño de electrodos con fines clínicos, observándose que la mejor respuesta se obtiene cuando se emplean electrodos de Ag/AgCl, los cuáles introducen el menor potencial a un costo razonable, de ahí su empleo en diferentes aplicaciones biomédicas.

Un importante aspecto a considerar en el empleo del arreglo de los electrodos está vinculado con su área de contacto, su impedancia característica a partir de su forma geométrica y su colocación en el área de interés clínico. Para la selección del tipo de electrodo, se analizaron los más comunes en la captación de biopotenciales: electrodos de superficie con diferentes formas y áreas de contacto.

**Tabla 2**  
Potencial de media celda para algunas reacciones metálicas referidas a un electrodo de referencia (electrodo de Hidrógeno)

Reacción metálica	Potencial $E^\circ$ (V)	Nobleza práctica
$A_1^+ + e^- \leftrightarrow A_2^0$	+ 1.6920	$A_2^0$
$Ag^+ + e^- \leftrightarrow Ag^0$	+ 0.7996	$Ag^0$
$Mn^{2+} + 2e^- \leftrightarrow Mn^0$	- 0.2570	$Sn^0$
$Fe^{2+} + 2e^- \leftrightarrow Fe^0$	- 0.4470	$Al^0$
$Zn^{2+} + 2e^- \leftrightarrow Zn^0$	- 0.7618	$Fe^0$
$Sn^{2+} + 2e^- \leftrightarrow Sn^0$	- 1.3750	$Mn^0$
$Al^{3+} + 3e^- \leftrightarrow Al^0$	- 1.6620	$Zn^0$
$AgCl + e^- \leftrightarrow Ag^0 + Cl^-$	+ 0.2223	
$2Hg^0 + 2Cl^- \leftrightarrow Hg_2Cl_2 + 2e^-$	+ 0.2681	

La ecuación 3 relaciona el potencial a través de la membrana y las dos concentraciones del ion, es decir:

$$E = - \frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1 f_1}{C_2 f_2} \quad (3)$$

donde:

$R$ : Constante de los gases ( $8,315 \times 10^7$  ergs por mol por grados Kelvin).

$T$ : Temperatura absoluta (grados Kelvin).

$n$ : Valencia del ion.

$F$ : Constante de Faraday (90 500 C).

$C_1$  y  $C_2$ : Concentraciones del ion.

$f_1$  y  $f_2$ : Coeficientes de actividad respectivos del ion en los lados de la membrana.



La figura 4 muestra los electrodos con mejores resultados: electrodos desechables de Ag/AgCl y electrodos de superficie reusables de Ag pura.

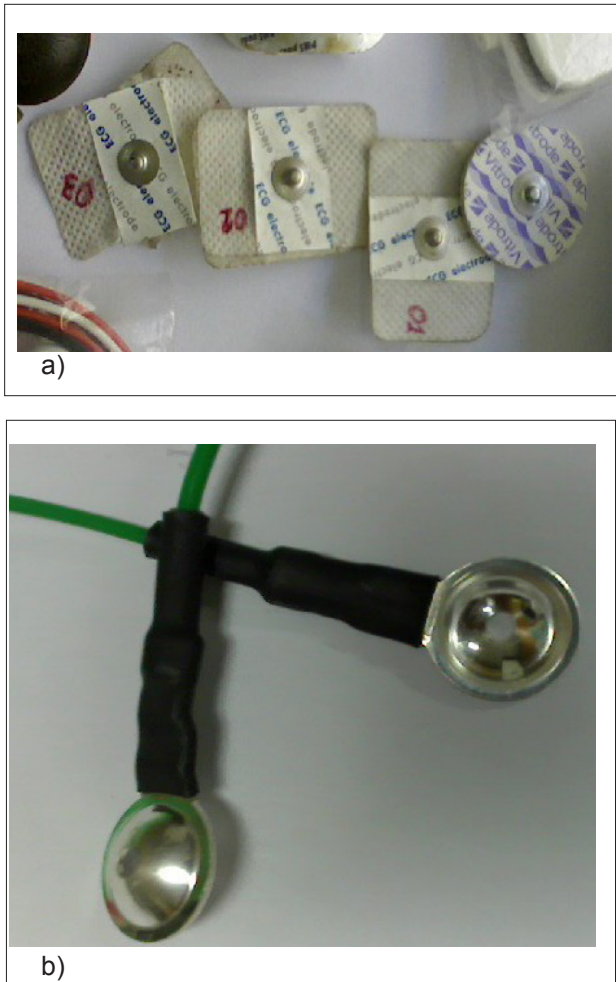


Fig. 4. Electrodos de superficie (diámetro  $d = 1$  cm) empleados en la fase experimental: a) Electrodos desechables de Ag/AgCl; b) Electrodos reusables de Ag pura con  $d = 1$  cm).

Con ayuda de cajas decádicas resistivas, se procedió a la verificación del empleo de un Kit de desarrollo (AD5933) utilizado para la medición de la impedancia de los electrodos, considerando el intervalo de trabajo ofrecido por el fabricante, así como el ancho de banda de trabajo típico del sistema.

La figura 5 muestra la curva de calibración obtenida para resistencias bajas ( $R_{cal} = 475 \Omega$ ), donde se puede apreciar la buena linealidad mostrada del sistema: error de cero  $e_{offset} = 6,8 \Omega$ , error de ganancia  $e_g = 0,02$  y error de no linealidad de ganancia  $e_{nlg} = 1,25 \%$ .

Con este sistema se caracterizaron cinco juegos de electrodos de cada tipo, obteniéndose como resultado que los electrodos de Ag pura mostraron mejores características, aunque su impedancia resultó ser ligeramente mayor (figura 6), fundamentalmente debido a su forma cóncava y tamaño, la cual durante las pruebas de laboratorio; se rellenó con gel para facilitar el contacto con

el tejido y garantizar mínima introducción de artefactos e interferencias. De este análisis se llega a la conclusión de que a medida que aumenta el área de contacto, menor será la impedancia del electrodo. Para electrodos pequeños la impedancia puede ser elevada pero esto no constituye un problema en el acople con los modernos amplificadores electrónicos disponibles (OPAMPs: *operational amplifiers*), cuyas impedancias de entrada suele en general estar por encima de  $10^{10} M\Omega$  típicamente.

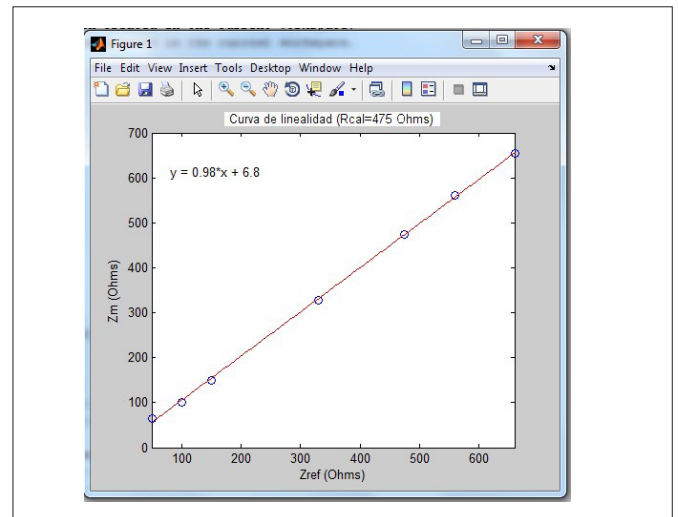


Fig. 5. Resultados de la calibración del sistema (Kit AD5933 [11]).

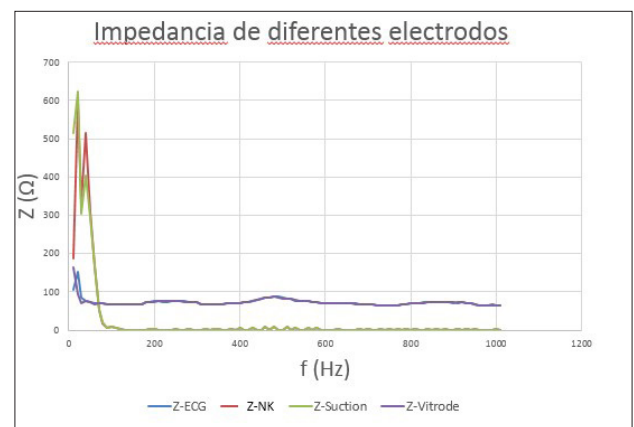
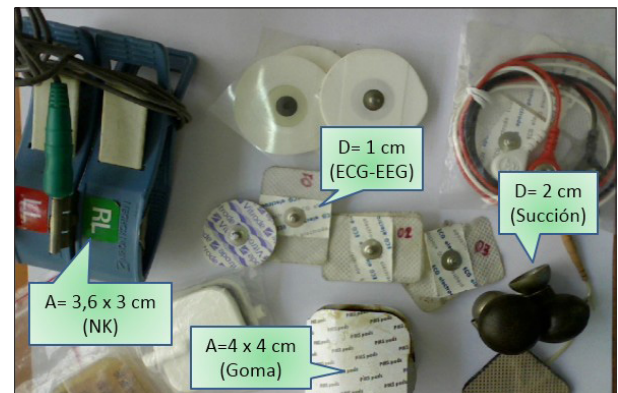


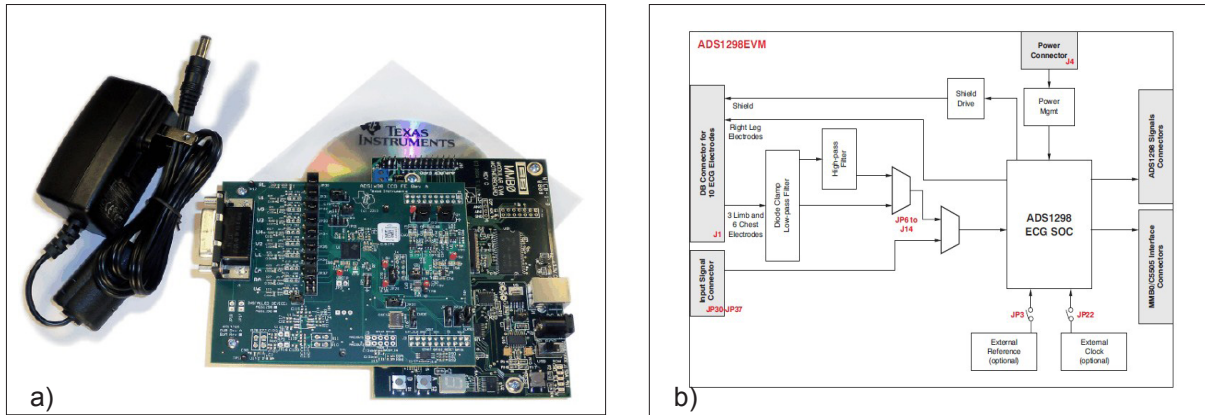
Fig. 6. Diferentes tipos de electrodos y resultados obtenidos con el Kit AD5933 para la caracterización de su impedancia.

Durante el proceso de investigación se seleccionó el empleo de un electrodo reusable de Ag pura (NE-134 Nihon Kohden) que permitió mantener el mismo error en la adquisición en todos los sujetos participantes a un costo bajo y razonable.

Una vez definido el tipo de electrodos a emplear para la captación de las bioseñales oculares, se procedió al registro de las señales a través de los diferentes canales de medición del Kit ADS1298EVM de Texas Instruments, como se muestra en la figura 7.

Con ayuda de varios instrumentos de laboratorio (osciloscopio, fuente y generador de señales) se realizó una caracterización de la respuesta de los canales del Kit de medición (figura 8), donde se aprecia su elevada linealidad dentro de la banda de frecuencias de interés:  $0,5 \text{ Hz} < f < 100 \text{ Hz}$ .

La tabla 3 resume las características experimentales comprobadas relacionadas con el error de cero y las bandas de frecuencias de los canales seleccionados del Kit ADS1298EMV para el desarrollo de la experimentación (adquisición de registros sobre sujetos voluntarios).



Con el sistema verificado, se procedió a evaluar en varios sujetos voluntarios con su previo consentimiento, la influencia del posicionado de los electrodos en el canal de mayor interés (horizontal) en la medición de las bioseñales oculares. Para ello se empleó un simple sistema indicador colocado a una distancia de un metro (1 m) del sujeto bajo prueba (figura 9), lo que permitió guiar el movimiento intencional de los ojos a una frecuencia preestablecida (1 Hz) impuesta con ayuda de un generador de señales, de forma que se podía simular en el laboratorio el trabajo de un sistema clínico profesional (generador de cruz o cruz de calibración con el empleo de LEDs).

Con este sistema de medición y una vez colocado el sujeto en su posición correcta frente al punto de referencia central a la distancia adecuada (1 m), se procedió a colocar el arreglo de electrodos de Ag distribuidos como muestra la figura 10, permitiéndose su ajuste durante la fase de adquisición de las bioseñales en los sujetos voluntarios a través de una cinta ajustable.

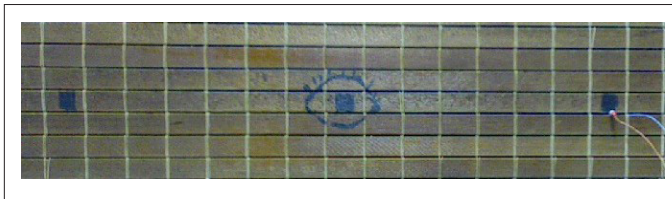


Fig. 9. Pared de proyección de estímulos visuales con LEDs a la distancia de 1 m del sujeto bajo estudio (las marcas a la izquierda y derecha del centro indicado en la figura, representan una desviación de la mirada del sujeto a 20° a partir de la referencia central).

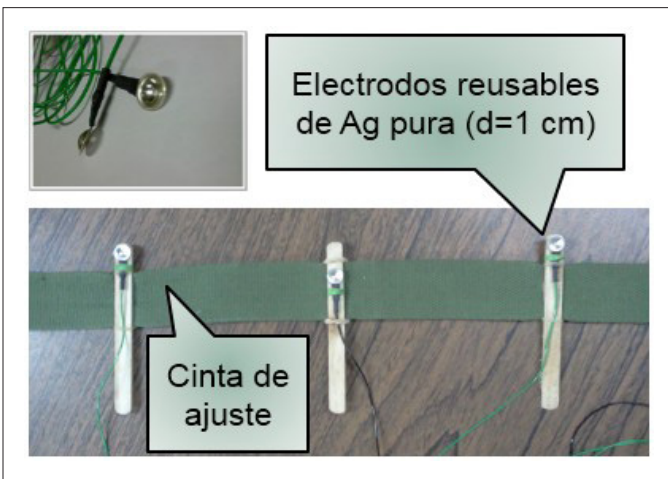


Fig. 10. Colocación de los electrodos en la cinta de ajuste (las guías de los electrodos pueden ser desplazadas en sentido horizontal y vertical para el ajuste de su posición).

## RESULTADOS y DISCUSIÓN

La figura 11 muestra el estudio realizado en los sujetos voluntarios para determinar la zona de mejor colocación de los electrodos en el canal horizontal, el cual es el de mayor importancia por su sensibilidad ante el movimiento ocular inducido.

En los sujetos estudiados se determinó que el área de mejores resultados para la captación de los potenciales oculares se encuentra en la circunferencia de radio 0,5 cm (interior de la zona roja en la figura 11 b) a partir del centro de referencia (punto amarillo) colocado en la intersección de la ceja y el pómulo del sujeto.

A partir de estos resultados, se procedió a analizar en el laboratorio, los registros adquiridos de los sujetos, lo cual permitió verificar que con el sistema propuesto es posible capturar la información de interés para futuros estudios relacionado con el Sistema Vestibular. La figura 12 muestra un ejemplo de un registro, donde se impuso un ritmo de movimiento de 1 Hz en la mirada del individuo.

En los ejemplos se puede apreciar que en el caso del canal horizontal, existe un cambio de posición de las tensiones de los registros según la frecuencia de conmutación establecida en el experimento (1 Hz), detectándose un tiempo de cambio para el inicio del movimiento ocular de izquierda a derecha y viceversa, de ahí la forma pulsante obtenida. En el registro del canal vertical ( $f = 10$  Hz), el tiempo de cambio suele ser mucho menor y asemeja una forma sinusoidal en el dominio del tiempo debido a la velocidad de conmutación impuesta en el movimiento ocular de los sujetos estudiados.

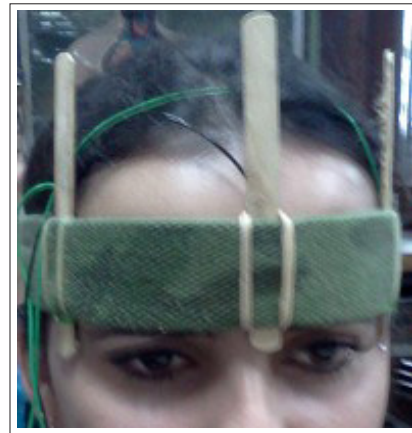
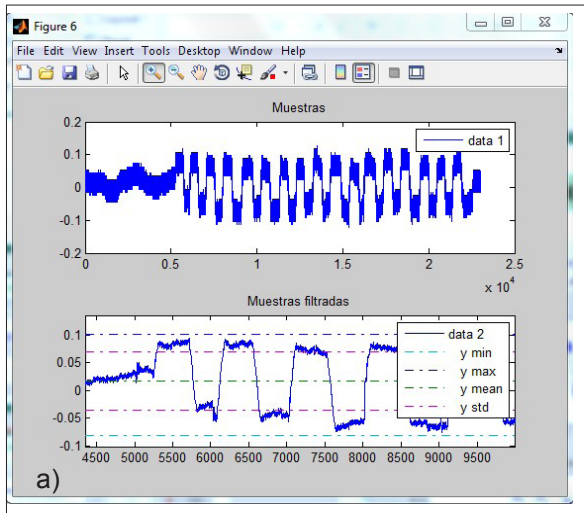


Fig. 11. Posicionamiento del arreglo de electrodos (reusables de Ag) para la captación de potenciales oculares.

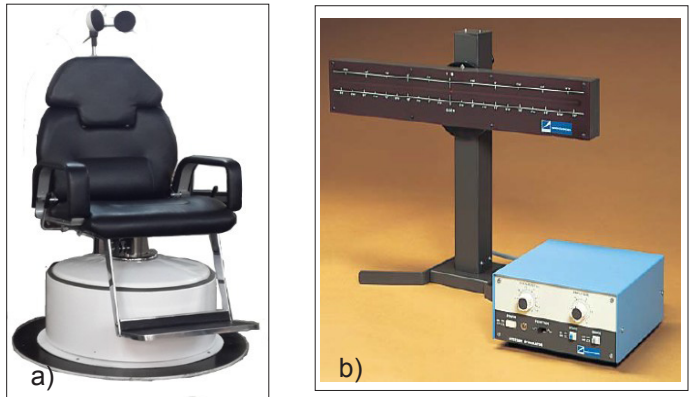




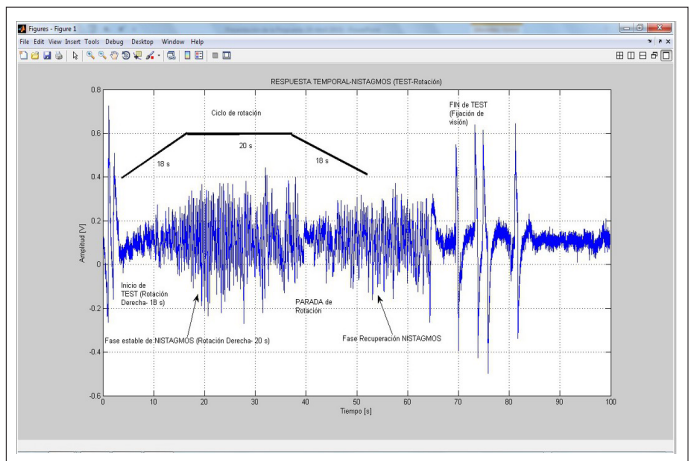
**Fig. 12.** Ejemplos de registros adquiridos a un sujeto ( $f_m = 1\,000$  Hz, resolución 12 b: a) Registro del canal horizontal; b) Registro del canal vertical derecho (arriba: señal original, Abajo: señal filtrada para eliminar la componentes de interferencia de 60 Hz).

A partir del diseño del control de una unidad giratoria (figura 13), se realizaron pruebas de inducción de nistagmos a diversos sujetos, siguiéndose el protocolo representado en la figura 14.

En la figura 14 se aprecia que durante el inicio de la rotación, comienzan a aparecer nistagmos que van en sentido contrario a la rotación programada, alcanzando un valor máximo durante la fase estable de la rotación del individuo ( $18\text{ s} < t < 38\text{ s}$ ). Una vez que cesa la rotación del individuo en el sistema giratorio (fase de detención o parada:  $38\text{ s} < t < 56\text{ s}$ ) los nistagmos disminuyen hasta iniciar un nuevo aumento pero en sentido contrario (fase de recuperación:  $56\text{ s} < t < 65\text{ s}$ ) manteniéndose los nistagmos durante un tiempo que depende de las características del sujeto, al cual se le indica al final del registro que fije su mirada a un punto en la cruz de calibración formada por una barra de LEDs (zona central) parpadeando de 3 a 5 veces, registrándose en ese instante señales características ( $70\text{ s} < t < 85\text{ s}$ ) de los potenciales oculares con los ojos abiertos.



**Fig. 13.** Sistema de estimulación inducida en pruebas rotatorias para estudio del Sistema Vestibular (cortesía de CIDP Grito de Baire: a) Sillón rotatorio modelo RotEng-180; Cruz de calibración con generador de control de estímulos lumínicos: SLE-5100 de NIHON KOHDEN).



**Fig. 14.** Registro de señal típica obtenido en un sujeto a partir del protocolo del ciclo rotatorio: 18 s de rotación derecha, 20s de rotación estable a velocidad constante y 18 s de parada.

En el estudio preliminar realizado sobre los registros oculares de diversos sujetos analizados, se ha podido apreciar que existe una diferencia marcada de las señales en el dominio del tiempo (figura 15), observándose un grupo de nistagmos en las diferentes fases (estable y recuperación) con características definidas de acuerdo con el sentido de rotación durante las pruebas desarrolladas.

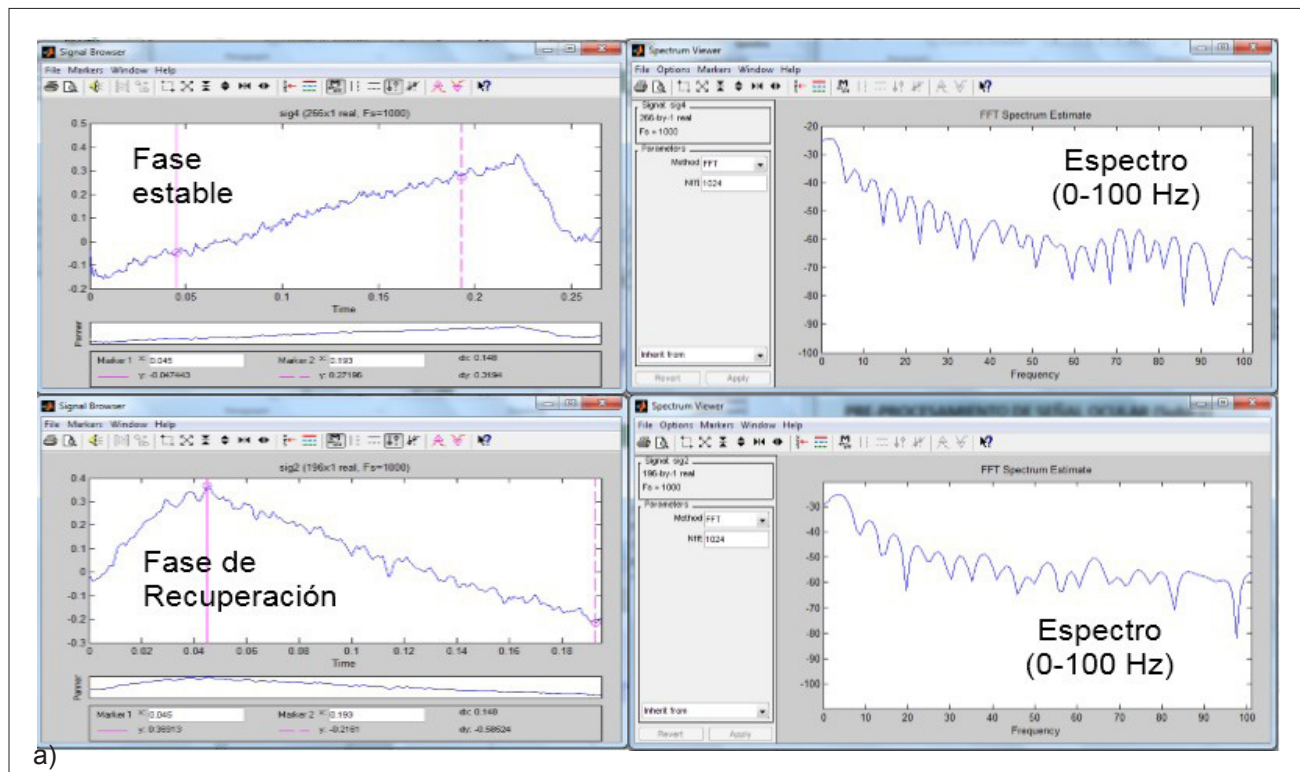
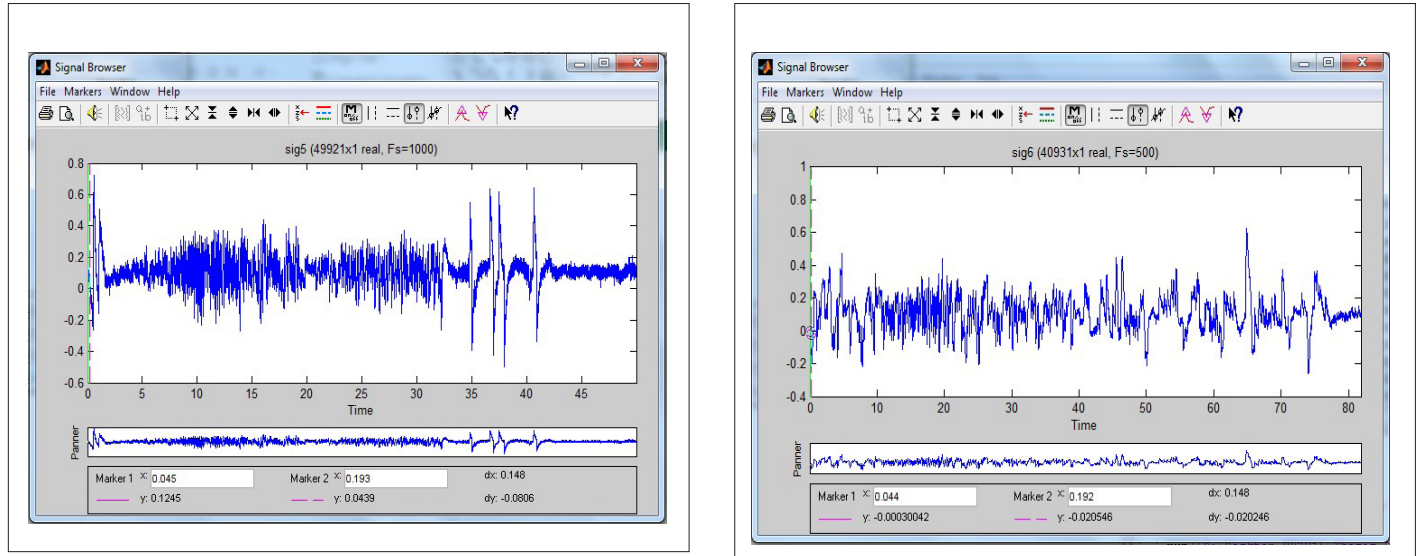
Durante el análisis temporal de las ventanas de los nistagmos registrados, se puede apreciar la existencia de diversas componentes (figura 16): zona de pendiente lenta y zona de pendiente rápida en eventos de ambas fases (estable y de recuperación) durante el registro de señales, las cuáles son estudiadas por los especialistas médicos para diagnosticar diversas patologías clínicas en los individuos estudiados relacionadas con la respuesta del Sistema Vestibular.

Del análisis desarrollado en los registros estudiados se pudo apreciar la existencia de una diferencia entre los espectros de frecuencias de los nistagmos correspondientes a la fase estable y de recuperación de los sujetos sometidos a pruebas rotatorias, lo cual

permitió identificar las diferencias entre los registros del grupo de control y los registros del grupo experimental. Hoy día esta diferencia detectada constituye un área de investigación de los autores para lograr la obtención de nuevos indicadores espectro-temporales asociados, que permitan la comparación cuantitativa entre sujetos con patologías diferentes.

Para la obtención de buenos resultados en la adquisición de los registros, es importante ejecutar un

adecuado protocolo clínico en el proceso de adquisición de las señales oculares para garantizar los niveles adecuados de referencia en el registro de los potenciales, esto incluye el posicionamiento del arreglo de electrodos sobre el rostro del sujeto; así como garantizar el ángulo de la posición de la cabeza respecto al punto central de la cruz de calibración, de forma que durante la realización de la prueba rotatoria no se introduzcan artefactos y/o interferencias por movimientos involuntarios del sujeto.





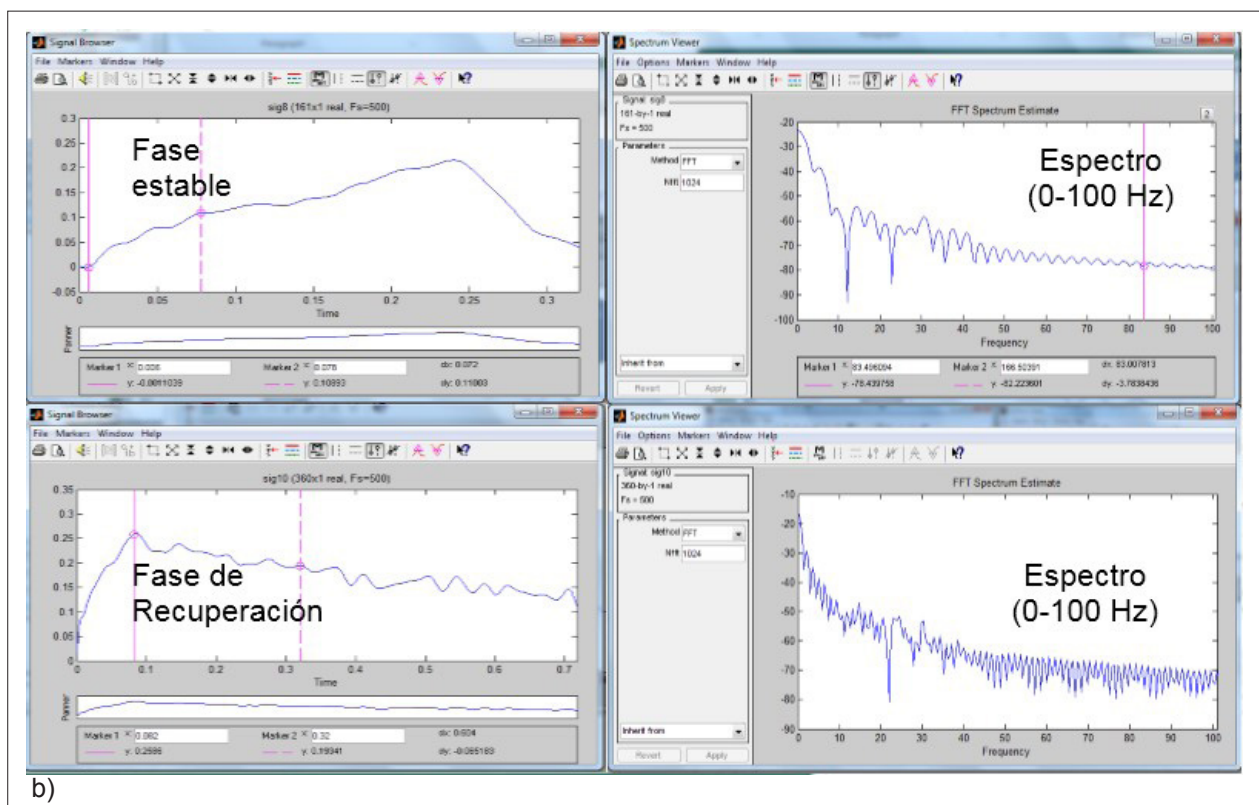


Fig. 16. Nistagmos típicos (Izq.) y sus espectros (Der.) obtenidos en las diferentes fases de un registro oculográfico en sujetos sometidos a pruebas rotatorias: a) Sujeto normal; b) Sujeto con patologías del Sistema Vestibular.

## CONCLUSIONES

A partir de la investigación desarrollada se ha podido definir el tipo de electrodos más adecuados (electrodos reusables de Ag pura con diámetro de 1 cm) para la captación de los potenciales oculares generados por un sujeto sometido a pruebas rotatorias; además de determinarse la mejor posición en la colocación de los mismos. El sistema diseñado para la captación de los potenciales oculares en sujetos sometidos a pruebas rotacionales brinda buena linealidad y adecuada respuesta de frecuencia en la banda de interés clínico (0,05 Hz a 100 Hz) con mínimo error; además de mostrar buena estabilidad ante la influencia de ruidos e interferencias acopladas.

Las características espectrales obtenidas de los nistagmos inducidos por movimiento rotacional en un sujeto normal se mantienen con comportamientos similares en las zonas de estimulación y de recuperación; pero ese comportamiento no se cumple de forma similar en sujetos con padecimientos de pérdida de equilibrio espacial (afectación de la respuesta del Sistema Vestibular), lo cual puede permitir el establecimiento de algún indicador espectro-temporal para el diagnóstico rápido y personalizado del sujeto.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer el apoyo brindado para el desarrollo de la investigación al Proyecto DSEUs desarrollado entre el Departamento de Bioingeniería (CEBIO) de la Cujae y el CIDP Grito de Baire del MINFAR.

## REFERENCIAS

1. "Anatomía del oído". American Accreditation Health Care Commission [en línea], Enc. ADAM, 2011. Disponible en Web: <http://www.prevenccion.adeslas.es/es/Adam/masprevencion/Paginas/Adam.aspx> [Consultado: enero 2016].
2. SHANNON L. G., Hoffman. *Cómo funciona el Sistema del Equilibrio*, Asociación Americana de Fisioterapia - Sección de Neurología 2010, Disponible en Web: [http://www.neuropt.org/docs/vsig-spanish-pt-fact-sheets/how\\_does\\_the\\_balance\\_system\\_work\\_spanish.pdf](http://www.neuropt.org/docs/vsig-spanish-pt-fact-sheets/how_does_the_balance_system_work_spanish.pdf) [Consultado: 21 octubre 2015].
3. STOCKER, Jennifer R.; STOCKER, Douglas. *Seat assembly*, Patente: 8 282171 B1 (09.10.2012), Ican LLC. Creastwood, KY, USA, 2012.
4. WALL III, Conrad; ODDSSON, Lars I. E.; FRANCIS MEYER, Peter. *Control and integration of sensory data*. Patente: 8011229-B2 (07.08.2012), Massachusetts Eyes & Ear Infirmary, Boston MA, USA.

5. **IZQUIERDO, M. R.** "Estudio de los trastornos del equilibrio en pacientes con enfermedad de Parkinson, mediante la videonistagmografía, la craneocorpografía y la posturografía dinámica computarizada", Departamento de Dermatología y Otorrinolaringología, Universidad Santiago de Compostela: Facultad de Medicina, España, 2007, pp. 317-340.
6. **EREZ LIEBERMAN, Katharine; FORTH, E.; POLOSKI, William H.** *Determining postural stability*. Patente 8011229-B2 (06.09.2011), Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, USA, 2011.
7. **BALAGUER GARCÍA, Ramón.** "Valoración de un método de posturografía estática con pruebas dinámicas para evaluar funcionalmente pacientes vestibulares en edad laboral y su relación con el índice de discapacidad", Directores: Dr. José Dalmau Galofre, Dr. Luis Mompó Romero y Dra. María Morales Suárez-Varela, Universidad de Valencia, España, 2012.
8. **GONZÁLEZ, G.; OYARZO, C. et. al.** "Entrenamiento específico del balance postural en jugadores juveniles de fútbol". *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 2011, vol. 10, núm. 41, pp. 95-114. ISSN: 1577-0354). Disponible en: <http://cdeporte.rediris.es/revista/revista41/artentrenamiento192.htm>(Consultado: junio 2015). (2011),
9. **SAID MARTÍNEZ, Jorge; IZITA ROSALES, Alfonso.** "Valores comparativos de la evaluación neurootológica en México, Alemania y Argentina". *AN ORL MEX.* 2013, vol. 58, núm. 3, pp. 115-123.
10. **SHUPAK, A.; NACHUM Z. et. al.** "Vestibular neuronitis in pilots: follow-up results and implications for flight safety". *Rev. Laryngoscope.* 2003, núm.113, pp.316-330.
11. Analog Devices, Evaluation Board for the 1 MSPS 12-Bit Impedance Converter Network Analyzer, 2005, USA, pp. 1-33.
12. Texas Instruments, ADS1298ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit, User's Guide, May-2010, USA, pp. 1-72.

## AUTORES

### **Bárbaro Nicolás Socarrás Hernández**

Ingeniero en Sistemas Automatizados de Dirección, Investigador Auxiliar, Centro de Investigación, Desarrollo y Producción Grito de Baire, La Habana, Cuba

### **Abel Calle Herranz**

Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Máster en Bioingeniería, Profesor Adjunto, Centro Provincial de Electromedicina 23 y K, La Habana, Cuba

### **Dairon Campos Domínguez**

Ingeniero Biomédico, Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica (FIAB), Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

### **Carmen Busoch Morlán**

Ingeniera en Control Automático, Máster en Automática, Profesora Auxiliar, Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica (FIAB), Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

### **Angel Regueiro Gómez**

Ingeniero Electrónico, Doctor Ingeniero Electrónico, Profesor Titular, Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica (FIAB), Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

## Characterization of Nystagmus Acquisition Correlated with the Study of Vestibular System

### Abstract

This work shows the research developed for the acquisition of ocular potentials related with the Vestibular System. We characterize the electrodes used like primary transducers considering their using (superficial electrodes, reusable or disposable electrodes), their composition's material (Ag or Ag/AgCl) with good biocompatibility, their contact area and impedance measured with help of an impedance measurement KIT (AD5933); as well as their adequate facial placement on the subjects (three channels of measurement: horizontal and two verticals channels) for the best comprehension of the signals during the development of rotatory tests. Besides we analyzed preliminarily signal records obtained on five subjects, detecting the nystagmus characteristics registered in the time domain during the stable and convalescence phases of the protocol of a rotatory test on a rotatory sofa controlled, detecting a change of symmetry of these events according to the direction of rotation, and a difference in their spectral characteristics between subjects with clinical pathologies and supposedly healthy subjects, obtaining the base for a future definition of new spectral-time quantitative indicators in the identification of clinical pathologies related with the answer of the Vestibular System in subjects with loss of space equilibrium.

Key words: spatial equilibrium, Vestibular system, nistagmus acquisition