

Diseño de un Equipo de Registro y Análisis de Potenciales Evocados Somatosensoriales de la Médula Espinal

Design of a Device for Recording and Analysis of Spinal Somatosensory Evoked Potentials

Ricardo Concepción¹, Julio Ybedaca¹, Carlos Villanueva¹, Antonio Millán¹, Antonio Eblen-Zajjur²

RESUMEN

Introducción. Los potenciales evocados somatosensoriales (PES) son respuestas eléctricas generadas en distintas áreas del sistema nervioso por la estimulación de los nervios periféricos. La función de la médula espinal puede ser evaluada mediante PES, sin embargo, el alto costo reduce su disponibilidad a pocas instituciones de salud en países en desarrollo. **Método.** Se presenta el diseño e implementación de un equipo clínico para obtener y analizar PES de la médula espinal. **Resultados.** El equipo es constituido por un módulo de estimulación que genera pulsos cuadrados definibles en amplitud (50-150V) y duración (0,5-10ms) aplicados a los nervios tibial posterior o mediano mediante electrodos estándar adheribles. Un segundo módulo realiza la detección, amplificación y filtrado de los PES cuya señal ingresa a un computador personal a través de la tarjeta convencional de sonido para ser visualizada en el monitor. Un programa realiza el proceso de promediación así como la detección automática de las latencias y amplitudes de relevancia clínica, siendo probado en 16 voluntarios. **Conclusión.** El equipo propuesto es de muy bajo costo y utilidad clínica.

Palabras claves. Médula espinal, Nervios periféricos, Potenciales Evocados Somatosensoriales.

Citação. Concepción R, Ybedaca J, Villanueva C, Millán A, Eblen-Zajjur A. Diseño de un Equipo de Registro y Análisis de Potenciales Evocados Somatosensoriales de la Médula Espinal.

ABSTRACT

Introduction. The somatosensory evoked potential (SEP) are responses of different areas of the nervous system produced by electrical stimulation of peripheral nerves. The spinal cord function can be evaluated by SEP but the high cost limits its application to few institutions in the third world. **Method.** This paper shows the design and implementation of a device to obtain SEP from patients. **Results.** The device has a stimulator module which generates user defined square pulses 50-150V; 0.5-10 ms; 1-50Hz applied to posterior tibial or median nerves by a standard adherible electrodes. A second module detects, adapts and filters the signal and sends it to the conventional sound card of a computer where a program makes average, automatic detection of signal features and display. **Conclusion.** Clinical interest and low cost are mayor characteristics of proposed device which was tested in 16 volunteers.

Keywords. Spinal cord, Peripheral nerves, Somatosensory Evoked Potentials.

Citation. Concepción R, Ybedaca J, Villanueva C, Millán A, Eblen-Zajjur A. Design of a Device for Recording and Analysis of Spinal Somatosensory Evoked Potentials.

Endereço para correspondência:

A Eblen-Zajjur
Dpto. Ciencias Fisiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud,
Universidad de Carabobo,
P.O. Box 3798, El Trigo, Valencia, Venezuela.
E-mail: aeblen@uc.edu.ve

Estudio realizado no Dpto. Ciencias Fisiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.

1. Dpto. de Electrónica y Comunicaciones, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Venezuela.

2. Lab. Neurofisiología, Dpto. Ciencias Fisiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Carabobo, Venezuela.

Original

Recebido em: 03/08/09

Aceito em: 30/06/10

Conflito de interesses: não

INTRODUCCION

Los Potenciales Evocados constituyen respuestas eléctricas del sistema nervioso ante estimulación nerviosa o sensorial, registrados en el trayecto de nervios o en áreas específicas del sistema nervioso central. Estas respuestas constituyen la integración de las descargas neuronales individuales sincronizadas por la acción del mismo estímulo^{1,2}. Los potenciales evocados se clasifican en visuales, auditivos, motores y somatosensoriales (PES). Estos últimos, permiten evaluar funcionalmente la médula espinal tanto en condiciones ambulatorias o durante intervenciones quirúrgicas que puedan comprometer su estructura o su irrigación³⁻⁷, las cuales se expresan frecuentemente con alteraciones tanto en amplitud como en latencia de los PES⁴. El uso de esta técnica en pacientes ambulatorios con patologías neurodegenerativas, tumorales, traumáticas, o como monitoreo intraoperatorio en cirugías de columna vertebral donde potencialmente pueda verse afectada la médula espinal⁵⁻⁷ como estenosis del canal medular⁸, hernias discales con compresión medular, coartación aórtica, aneurisma aórtico toracoabdominal⁹, así como la determinación del nivel anestésico espinal^{10,11} y los efectos espinales de fármacos^{12,13}. En estas situaciones los PES permiten detectar en forma aguda alteraciones locales o sistémicas y la instauración de sus correctivos y así reducir los riesgos de complicaciones^{5-7,14} mostrando una sensibilidad de 100% y 85,3% de especificidad reportada en 442 casos de monitorización intraoperatoria de cirugía espinal mayor¹⁵. La aplicación convencional de los PES en el diagnóstico de pacientes con enfermedades degenerativas y en neuropatías periféricas es ya bien conocido^{3,16-18}.

Los PES medulares se generan como respuesta eléctrica de la médula espinal a un estímulo aplicado a alguno de los nervios periféricos aferentes. La morfología de los PES medulares (Fig.1) se caracteriza por una deflexión negativa de gran magnitud denominada onda N generada por la despolarización interneuronal del asta dorsal medular^{19,20}, seguida por una deflexión positiva de menor amplitud pero de mayor duración denominada onda P generada por la despolarización

descendente de neuronas del asta dorsal medular con origen en estructuras supraespinas y metaméricas suprayacentes así como por la despolarización de los aferentes primarios¹⁹⁻²³.

El estímulo eléctrico es el más usado para la generación de PES medulares debido a la gran precisión en el control de parámetros como: duración, frecuencia, patrón e intensidad²⁴. Las respuestas eléctricas medulares son característicamente de baja amplitud e inmersas en una actividad de fondo considerable, constituida por el electroencefalograma, electromiograma, electrocardiograma y otras manifestaciones bioeléctricas, a las que hay que sumar el ruido interno de los amplificadores y las fuentes externas de interferencia o inducción electromagnética^{19,20,24} con amplitudes que oscilan entre 5 y 50 μ V, todo lo cual se expresa en una baja relación señal/ruido, haciendo necesario la adquisición repetitiva de las respuestas y la promediación como técnicas para reducir los componentes estocásticos de la señal y así evidenciar más claramente los PES^{5,6,20,22}. El filtraje de la actividad eléctrica en bandas determinadas de frecuencia, ya sea analógico o digital, permite eliminar solo una parte del ruido. La superposición de los PES sobre el ruido de fondo permite el uso de la promediación digital de segmentos de actividad eléctrica como técnica para detectar la diferencia entre la señal y el ruido en el dominio del tiempo, se basa en el hecho que el potencial evocado por el estímulo es una señal de forma estable (determinística), mientras que el ruido de fondo es aleatorio y no presenta ninguna relación temporal con el estímulo, por lo que su media es cero en el caso de promediarse un número adecuado de segmentos de actividad eléctrica en ausencia de estímulos (ruido solamente), y de hacerlo en presencia del mismo, la media sería el potencial evocado (ruido más potenciales evocados). Los PES registrados a nivel toraco-lumbar y evocados por estimulación del nervio tibial posterior muestran una latencia de 18 a 22ms y una amplitud de 1 a 20 μ V²⁰.

La instrumentación requerida para la adquisición adecuada de los PES debe poseer amplificadores operacionales de alta ganancia, bajo ruido y alta im-

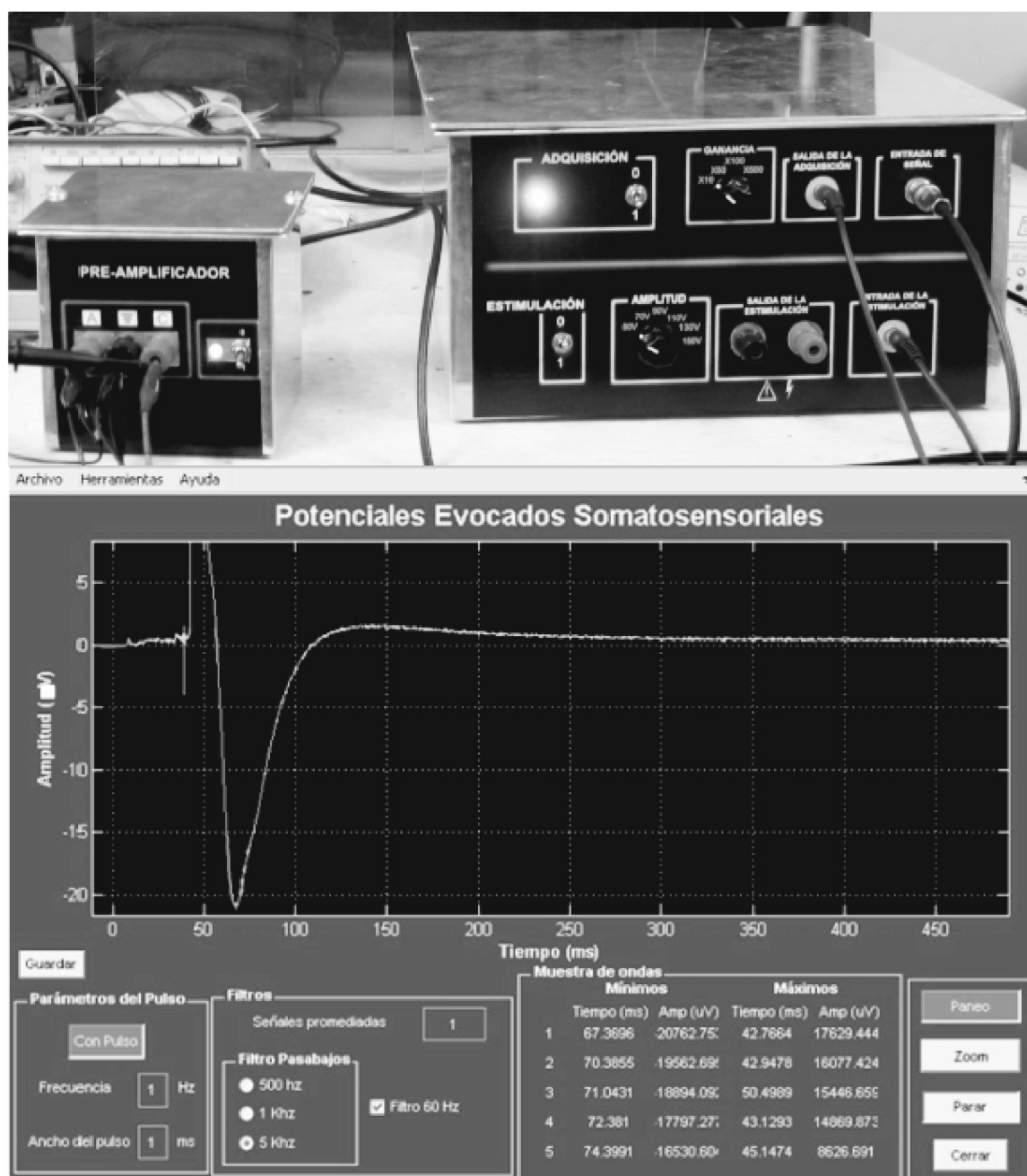


Fig. 1. a) arriba, Sistema de adquisición (preamplificador a la izquierda), amplificador, estimulación y procesamiento (derecha) de PES; b) abajo, Pantalla de control, estimulación, procesamiento y presentación de mediciones de los PES.

pedancia de entrada²¹, lo cual se complementa con un procesamiento de la señal capaz de filtrarla y promediarla con parámetros definidos por el usuario clínico y extraerle las características de interés diagnóstico como son la amplitud (μV) y la latencia (ms) de las ondas N y P, para finalmente, presentar los resultados gráficos y analíticos tanto en pantalla, para su lectura directa a

tiempo real, como en los reportes escritos para ser incorporados a la historia clínica y poder aplicarlos tanto a pacientes ambulatorios como quirúrgicos.

El costo comercial del equipo requerido para el uso clínico de los PES sobrepasa la capacidad de muchas instituciones de salud en el tercer mundo, lo cual excluye a muchos pacientes de los beneficios descritos.

Han sido descritos varios sistemas de registro de potenciales evocados tanto en Latinoamérica²² como en el resto del mundo²⁵⁻²⁷, sin embargo, la optimización de los amplificadores operacionales y la facilidad de programación actual, permiten generar nuevos diseños y construir a bajo costo y alto desempeño un equipo constituido por hardware y software para obtener los PES. Los recursos requeridos para estos diseños y aplicaciones están disponibles en la mayoría de los países en desarrollo, en especial de Latinoamérica.

METODOLOGÍA

El equipo propuesto para registro y análisis de PES está constituido por hardware y software. El hardware lo forman un estimulador eléctrico, un bioamplificador, el sistema de adquisición de las bioseñales y un computador personal convencional. A continuación se describe cada uno de estos componentes y su implementación.

Hardware

Todos los circuitos del prototipo fueron construidos mediante la técnica manual de inmersión de placas de cobre, previamente termoimpresas con los trazos del circuito, en solución de cloruro férrico al 60% y contenidas en cajas metálicas con aterramiento y efecto de caja de Faraday (Fig. 1a).

a) Estimulador

Genera los pulsos que van a permitir estimular los nervios aferentes de la médula espinal del paciente a través de un sistema de electrodos de superficie. Produce pulsos cuadrados con un ancho definible entre 0,5 y 10 milisegundos y con una amplitud definible entre 50 y 150 voltios. Con cada pulso se emite adicionalmente, una señal de sincronización para activar el circuito de adquisición de la señal PES, lo cual es necesario para el ulterior procesamiento y promediación de la señal. El circuito estimulador posee un transistor MOSFET trabajando como interruptor y que se encarga de abrir y cerrar el circuito generando el pulso cuadrado con una amplitud de 0 a 10 voltios, colocando el transistor

en corte y saturación, logrando así que este se comporte como un interruptor, el transistor recibe una señal DC cuyo valor máximo es 170V y que en promedio es de 150V lo que lo hace actuar como interruptor. Este circuito cuenta con un optoacoplador, que garantiza el aislamiento, para evitar daños al paciente, los circuitos o la computadora. Luego de este interruptor, un divisor de tensión ajusta la salida entre 0 y 150 voltios pico-pico en secuencia a seleccionar por el usuario de 50, 70, 90, 110, 130 ó 150 voltios rectificados de la red de alimentación.

Con motivo de proteger al paciente, se diseñó un circuito adicional basado en el microcontrolador PIC12F675, el cual se encarga de medir el voltaje y el ancho del pulso en la salida del estimulador, si el ancho del pulso sobrepasa los 10 ms, el microcontrolador activa un relé desconectando automáticamente al paciente evitando que sufra algún daño. Cables estándar con terminales tipo clip se encargan de conectar el circuito de estimulación al paciente. La conexión final con el paciente se realiza con electrodos autoadheribles convencionales para monitoreo electrocardiográfico y de uso común, los cuales poseen contacto de metal plata/plata clorurada, 30 mm de diámetro, 4 mm de espesor incluyendo el material adherible de foam hipoalérgico, adhesivo acrílico, gel conductor de polímero sintético hidrofílico y libres de látex. Éstos pueden ser adquiridos en paquetes de 100 unidades a un costo aproximado de US\$15. Los electrodos de superficie presentan un mejor desempeño en aplicaciones clínicas no invasivas, por no comprometer la piel, fascias musculares y otros tejidos manteniendo en muchos casos la obtención de señales mas reproducibles que los obtenidos con electrodos de aguja^{28,29}.

La impedancia de carga en el generador corresponde a la impedancia de la piel del paciente (Electrodo-gel-piel <5 KW). Al mantenerse esta impedancia constante, su impacto en el pulso es bajo, ya que la corriente es de aproximadamente 1,5 mA. La potencia máxima entregada por el estimulador es de 8,1 mW y la potencia consumida por el equipo es de 2 W.

b) Bioamplificador

Un circuito de amplificación similar al usado en electrocardiografía fue la base para el presente diseño³⁰, se eligió el amplificador de instrumentación INA114 (Burr-Brown™)³⁰, por su alta impedancia de entrada de aproximadamente $10^{12}\Omega$, un rechazo de modo común superior a los 100 dB y una alta ganancia (Hasta 10.000x) que se puede variar a través de la resistencia R_G .

Siguiendo las normas de seguridad^{26,31} que estos circuitos deben cumplir, se aisló el circuito de amplificación del paciente mediante el amplificador de aislamiento ISO124^{20,30}, el cual tiene ganancia 1 y 0,01% de no-linealidad máxima (Burr-Brown™)³⁰.

c) Filtrado

El rango de frecuencia de los PES es de 10Hz a 1KHz¹⁹⁻²², por lo que se implementaron dos filtros analógicos uno pasa bajos con corte en 20KHz y otro pasa altos pasivo DC de segundo orden con corte en 1Hz. Para el diseño de los filtros analógicos se utilizó el software filterPro V2.0 (Texas Instruments™). Los filtros digitales implementados son del tipo Finite Impulse Response de fase lineal y rizado constante diseñados mediante el comando Matlab firpm que usa el algoritmo Parks-McClellan, su diseño se realizó con la herramienta FDATools de Matlab. Los valores de las frecuencias de corte pasa bajos se seleccionan por el usuario: 500Hz, 1KHz, 5KHz. Adicionalmente se implementó un filtro digital Notch 60Hz para eliminar las frecuencias de la red de alimentación^{19,24}.

d) Adquisición de la señal

La señal amplificada y filtrada del circuito de adquisición se conecta mediante un plug de audio 3,5 mm a la entrada de la tarjeta de sonido de un computador personal convencional. Esta tarjeta de sonido utilizada como etapa de conversión analógico/digital, posee un condensador en serie con la entrada de la señal, este forma un filtro pasa-altos de aproximadamente 20 Hz, que atenúa las señales de baja frecuencia inferiores a 20 Hz así como el componente de

corriente directa (DC) de la señal.

Software

El programa de control de los circuitos de estimulación, sincronización, amplificación, filtrado, procesamiento e interfaz del usuario, fue desarrollado en Matlab™³².

a. Promediación

El programa permite definir el número de PES a promediar (2 a 5.000), para lo cual se requiere una precisa sincronización del estímulo con la adquisición del PES y así lograr la cancelación del ruido aleatorio y obtener una señal limpia. La sincronización se logra mediante un pulso que emite el estimulador al activarse, lo que desencadena el barrido de la rutina de promediación.

b. Interfaz del usuario

El usuario puede observar y aplicar las modificaciones necesarias en los parámetros de estimulación, promediación, filtrado, extracción de valores de amplitud y latencia, así como la visualización directa de los PES mediante las ventanas del interfaz, que se caracteriza por ser intuitiva y fácil de usar. Esta interfaz se encuentra dividida en varias secciones o paneles para así diferenciar las diversas etapas y facilitar el uso de las funciones que contiene. La Fig. 1b muestra la pantalla principal que contiene las opciones desplegables de Archivo, Herramientas y Ayuda. El panel principal corresponde al área gráfica cartesiana en donde se muestra la señal captada y procesada por el equipo, en el eje de las ordenadas la amplitud en microvoltios (μV) y en el eje de las abscisas la latencia expresada en milisegundos (ms). El botón Guardar permite grabar los valores de los trazados (amplitud versus tiempo) de la señal registrada así como los datos del paciente: nombres, apellidos, edad, sexo, número de identidad y adicionalmente las observaciones especiales, diagnósticas o de cualquier índole que requieran quedar grabadas con los registros, creando un archivo en formato .txt con los datos antes mencio-

nados, los parámetros neurofisiológicos (duración del pulso de estimulación, frecuencia de estimulación, promediación), seguidos de las lecturas de tiempo y amplitud de los PES registrados. Los paneles inferiores de la interfaz se describen a continuación:

b.1. Parámetros del Pulso

Activación/desactivación del estimulador y definición de la frecuencia (Hz) y el ancho del pulso (ms) deseados.

b.2. Parámetros de los Filtros Digitales

Permite definir el número de señales a promediar, activación/desactivación de un filtro ranura o notch con frecuencia de corte de 60 Hz, y la frecuencia de corte pasa bajos con valores de 500 Hz, 1KHz y 5 KHz a ser seleccionados por el usuario.

b.3. Muestra de Ondas

En este panel se muestran los valores de amplitud y latencia detectados automáticamente de los primeros 5 máximos y mínimos de las ondas promediadas (Fig. 1b).

b.4. Visualización de Ondas

b.4.1. Paneo:

Visualiza el PES promediado completo en el panel gráfico.

b.4.2. Zoom:

Aumento o disminuye la escala cartesiana, permitiendo la visualización de un área de interés del PES.

b.4.3. Parar/Restablecer:

Permite mantener fija la imagen del PES o restablecer la presentación continuada de los PES en la medida en que se vayan generando en el proceso de promediación.

b.4.4. Cerrar:

Cierra la interfaz eliminando todos los objetos

creados y liberando la memoria.

Protocolo Clínico

El proyecto fue aprobado por el Consejo de la Escuela de Ingeniería Eléctrica, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo verificándose el cumplimiento de las normas bioéticas correspondientes. El funcionamiento del equipo se verificó en 9 sujetos masculinos y 7 femeninos de 22 a 54 años de edad aparentemente sanos. Una de las pacientes evaluadas tiene 34 años de edad y es portadora de un tumor intramedular. Todos los pacientes, luego del consentimiento informado sobre el equipo y la prueba a ser realizada, se prestaron voluntariamente al estudio, siguiendo el procedimiento internacionalmente aceptado²⁴.

Los pacientes fueron evaluados en posición sentada, el cátodo se colocó en el punto medio entre el borde medial del tendón de Aquiles y el borde posterior del maléolo medial. El ánodo se colocó 3 cm distal al cátodo. El disco de aterramiento se colocó en la cara posterior de la pantorrilla. La intensidad de la estimulación del nervio tibial posterior fue suficiente para generar flexión del primer dedo. El Primer electrodo de registro se colocó superficialmente sobre la apófisis espinosa de L3 (primera espina sobre la línea interiliaca), el segundo electrodo se colocó 4 cm rostral al primero sobre la línea interespinal, finalmente, el electrodo indiferente se colocó a 10 cm rostral al segundo electrodo sobre la línea interespinal. La piel de contacto con los electrodos, fue inicialmente limpiada con alcohol y luego de colocar los electrodos comerciales desechables autoadheribles presentaron cada uno menos de 5kΩ de resistencia gracias a que éstos poseen gel conductor. El tiempo de registro para cada PES fue de 500 ms con promediaciones en ciclos de 100 ondas según el criterio del especialista.

En algunos de los pacientes, se realizaron adicionalmente registros de PES cervicales con estimulación del nervio mediano, para lo cual se colocó el cátodo 2 cm proximal a la muñeca, entre los tendones de los músculos palmaris longus y flexor carpi radialis. El

ánodo se colocó 2 cm distal al cátodo. El disco de aterramiento se colocó en la cara anterior y media del antebrazo. La intensidad de la estimulación fue suficiente para producir abducción del dedo pulgar, probándose el rango de intensidades 50, 70 y 90V. El Primer electrodo de registro se colocó superficialmente sobre la apófisis espinosa de C2, el segundo electrodo se colocó sobre la apófisis espinosa de C5, finalmente, el electrodo indiferente se colocó a sobre el acromion.

Como todo equipo de registro electrofisiológico clínico, debe ser operado en un ambiente con reducción del ruido eléctrico, que incluya un buen y único aterramiento, cobertura aterrada de líneas de alimentación, redireccionamiento de antenas de radiofrecuencia cercanas, apagado de equipos eléctricos y electrónicos próximos especialmente aquellos que posean motores eléctricos de escobillas.

Al final de cada día de trabajo, se realizó una copia sistemática de los datos recolectados, la cual permite mantener un archivo digital para el seguimiento de pacientes, estadísticas e investigación.

RESULTADOS

El equipo diseñado fue construido a un costo total de US\$ 350, a lo que hay que añadir el costo del computador (aproximadamente US\$ 300). En vista de que el PC requerido es del tipo convencional, si la institución dispone de uno, se recortaría casi la mitad del costo calculado.

La Fig. 1b presenta el registro obtenido de un paciente masculino sano de 48 años de edad con estimulación del nervio tibial posterior izquierdo (1Hz, 1ms, 50V) y registro lumbar (filtros 60Hz y >5KHz, promedio 1 ciclo de 100 pulsos). La señal está constituida inicialmente por un gran artefacto del estímulo hacia arriba, seguido de la onda N con una latencia de 23 ms reflejada en la tabla de muestra de ondas. La deflexión siguiente positiva corresponde a la onda P la cual posee una amplitud baja en comparación con la onda N y apenas sobrepasa el eje isoelectrico, siendo su latencia absoluta cerca de los 100 ms.

Al probar diferentes duraciones del pulso de

estimulación 1, 5 y 10ms con 50V de amplitud de estimulación (Fig. 2) se aprecia el incremento correspondiente al registro del pulso de estimulación y un incremento proporcional en el área de ambas ondas, especialmente de la onda N. Incrementos en la intensidad del estímulo 50, 70 y 90 voltios con 1ms de duración (Fig. 3) generan aumentos proporcionales en la amplitud tanto de la onda N como de la onda P.

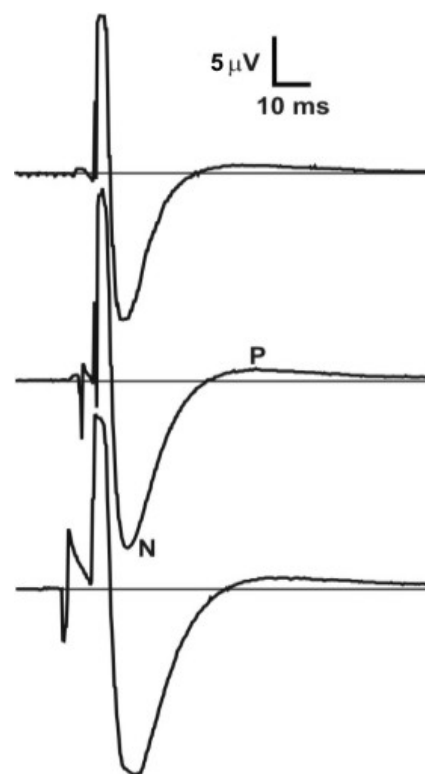


Fig. 2. PES lumbares ante estimulación de 50V, 1Hz y duración 1, 5 y 10 ms del Nervio tibial posterior izquierdo. Se aprecia el artefacto de estimulación con duración creciente (de arriba abajo) y las ondas N y P correspondientes.

En este paciente, no fueron probados los demás valores de estimulación (110V, 130V y 150V) debido a que ya con 90 V fue suficiente para activar la totalidad de las neuronas del asta dorsal, generándose respuestas motoras comprobatorias de intensidad supraumbrales y por lo tanto mayores voltajes son innecesarios y revisten incomodidad para el paciente y riesgo de inflamación neurogénica²⁴. Los niveles de estimulación altos son usados en personas que poseen gran cantidad de grasa

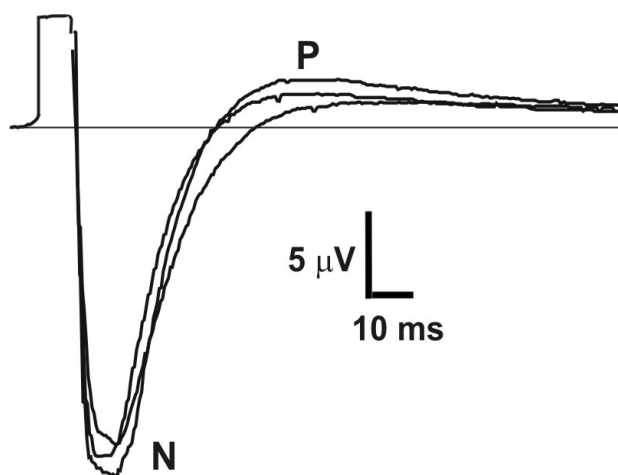


Fig. 3. PES lumbares ante estimulación de 0,5 ms de duración, 1Hz y amplitud 50, 70 y 90 Voltios del nervio tibial posterior izquierdo a nivel de la fosa aquileana. Se aprecia el artefacto truncado de estimulación con amplitud creciente tanto de las ondas N y P.

corporal por lo cual el estímulo tiene que ser mayor para producir potenciales evocados somatosensoriales visibles. Cuatro de los pacientes evaluados en el presente estudio poseen índices de masa corporal mayores de 25, específicamente 27,8; 29,2; 31,1 y 31,5 en ellos fueron utilizadas las intensidades de estimulación de 110 y 130V obteniéndose resultados acordes a los normales.

Los resultados obtenidos de amplitud y latencia de los potenciales evocados somatosensoriales lumbares con estimulación del nervio tibial posterior a nivel de la fosa aquileana para los 15 pacientes asintomáticos evaluados fueron: $22,3 \pm 3,5$ µV y $20,5 \pm 3,1$ ms para la onda N y $4,1 \pm 0,5$ µV y $30,1 \pm 6,7$ ms para la onda P, los cuales concuerdan con los parámetros clínicos aceptados como normales¹⁹⁻²⁴. Cuatro pacientes del grupo estudiado poseen índices de masa corporal mayores de 25, específicamente 27,8; 29,2; 31,1 y 31,5, estos pacientes con obesidad requirieron utilizar las intensidades de 110 y 130V de estimulación obteniéndose resultados acordes a los normales.

La Fig. 4 presenta el PES lumbar por estimulación del nervio tibial posterior obtenido de una paciente femenina de 34 años de edad portadora de un tumor espinal subdural localizado a nivel T11 a L2 ex-

presado clínicamente por debilidad en ambas piernas y dolor crónico lumbar irradiado a ambas piernas. Los PES registrados cumple los criterios de anormalidad, es decir un aumento mayor del 20% en la latencia de respuesta y una reducción mayor del 50% en la amplitud del potencial¹⁹⁻²⁴.

La capacidad del equipo de realizar monitoreo secuencial útil para situaciones intraoperatorias de la médula espinal queda expresada en la Fig. 5 en la que se presenta una secuencia de cascada de 10 PES registrados en el transcurso de 3 minutos de monitoreo de la actividad eléctrica espinal. El número de respuestas y el intervalo es definido por el especialista.

El equipo propuesto fue presentado a tres médicos neurólogos especialistas en neurofisiología clínica, quienes de manera independiente lo evaluaron mediante una escala de Licker (0 malo; 10 excelente) haciendo énfasis en los siguientes aspectos (promedios): Facilidad de uso (8,0 pts); Calidad del registro (8,33pts) y Costo (9,33).

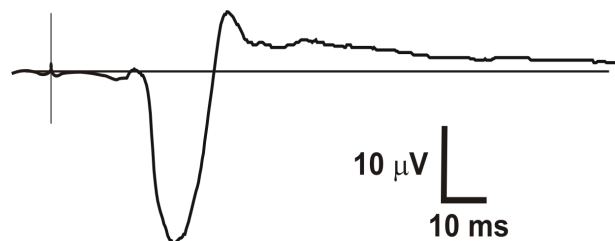


Fig. 4. PES lumbares ante estimulación de 50V, 1Hz y duración 1ms del Nervio tibial posterior derecho. Se un incremento anormal >50% en la latencia y una reducción en las amplitudes (>40%) de las ondas N y P. Registro correspondiente a una paciente femenina de 34 años de edad con un tumor espinal, subdural a nivel T11 a L2. Comparese con los registros normales de las Figs. X y Y.

DISCUSIÓN

Los aumentos en la amplitud de las ondas N y P generados con el incremento de la intensidad y/o duración de la estimulación se deben al fenómeno de reclutamiento neuronal en el asta dorsal medular, y con ellas la suma algebraica de los potenciales extracelulares. Las proyecciones de las respuestas del asta dorsal

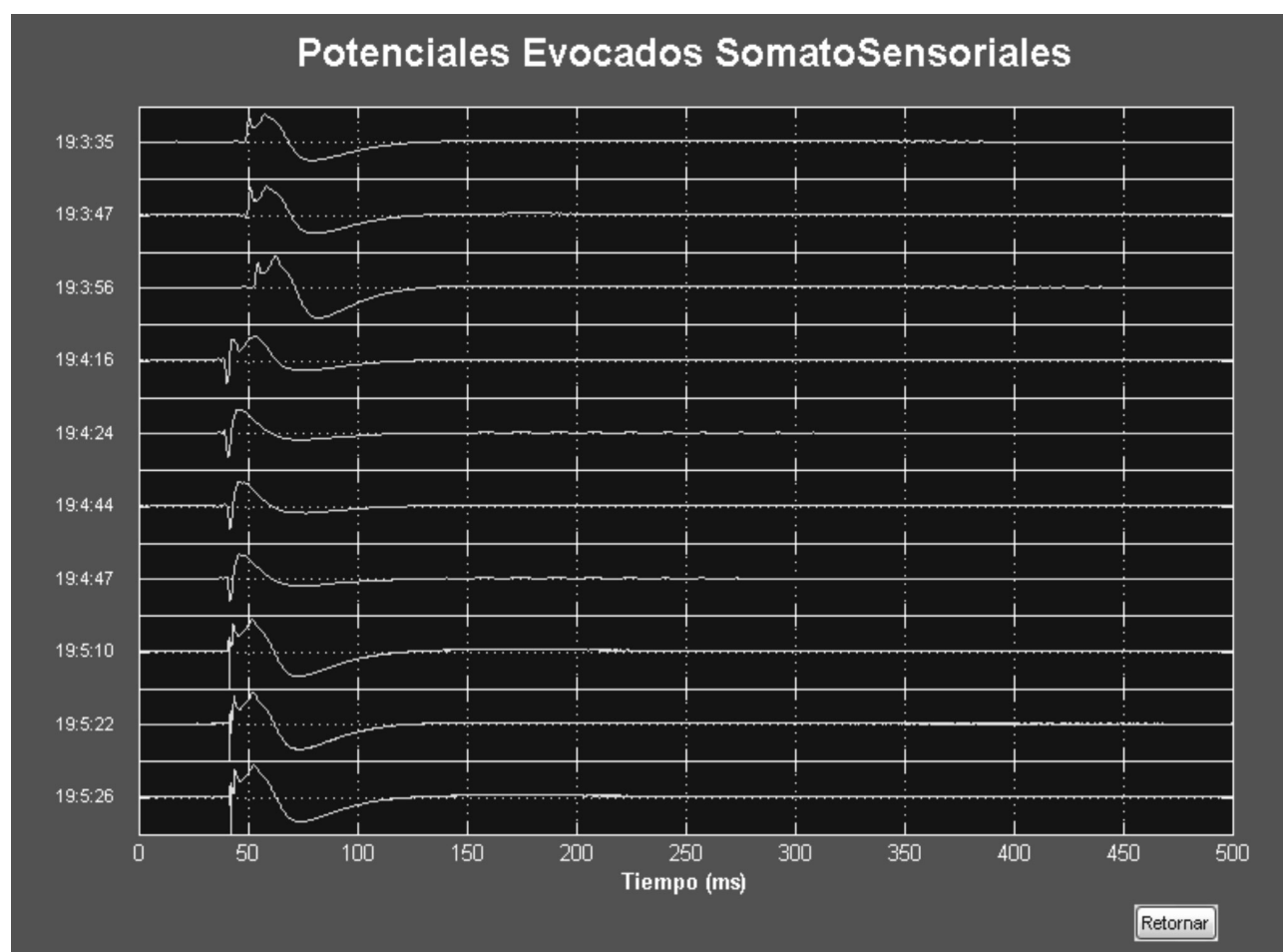


Fig. 5. Pantalla de monitorización intraoperatoria de los PES. Presentación en cascada de los últimos 10 registros PES cada registro abarca 500ms. Estimulación del nervio tibial posterior izquierdo a nivel de la fosa aquileana (0,5 ms, 1Hz, 50V). Se aprecia el artefacto de estimulación y las ondas N y P.

medular activan centros supraespinales los cuales responden enviando pulsos descendentes de modulación cada vez mayores los cuales al retornar al asta dorsal y sumado al fenómeno de despolarización de los aferentes primarios generan una mayor onda P¹⁹⁻²³. Los parámetros clínicos aceptados como normales para los sujetos voluntarios que participaron en las pruebas del equipo propuesto concuerdan con los resultados obtenidos relativos a las amplitudes y latencias tanto de la onda N como la onda P de los potenciales evocados somatosensoriales lumbares¹⁹⁻²⁴.

En el presente estudio se diseñó y construyó un equipo de registro y análisis de potenciales evocados somatosensoriales de la médula espinal, capacidad de monitoreo espinal para intervenciones quirúrgicas y a

un costo menor a US\$ 500 a lo que hay que añadir el costo de una computadora convencional, lo cual contrasta con el costo de un equipo comercial por el orden de US\$ 6.000 a 15.000. Este equipo se conecta a un computador convencional y cuenta con módulos de estimulación, registro y procesamiento de la señal. La interfaz diseñada permite adquirir la señal proveniente del paciente disminuyendo los niveles de ruido gracias al algoritmo de promediación. El usar la tarjeta de sonido genérica del computador como etapa de conversión analógico/digital, disminuye el costo final del equipo manteniendo la velocidad de muestreo muy superior al mínimo requerido en los estándares internacionales de 0,5-1KHz²⁴. Muchas de las funciones descritas podrían ser eficientemente realizadas mediante dispositivos

programables de campo (FPGAs) sin embargo, en el equipo propuesto se mantuvo el principio de mantener el hardware lo mas sencillo posible con el objetivo de bajar los costos de mantenimiento ulterior.

El programa presenta una función de promediación que permite reducir el ruido de la señal, obteniéndose una señal bastante limpia, además de contener un conjunto de filtros pasa bajos digitales que permiten al usuario escoger diversas frecuencias de corte y obtener una señal más limpia dependiendo de las condiciones de adquisición y del estado del paciente. Por otra parte, La función de detección de picos es capaz de extraer los valores máximos y mínimos de la señal en amplitud y tiempo, ayudando a identificar de una forma cuantitativa el aumento o disminución de los potenciales mostrados así como también los valores de latencia absoluta de los mismos.

El programa permite crear una breve historia clínica del paciente que es grabada con los valores de amplitud y tiempo de los mismos en un archivo tipo texto, el cual puede ser usado con cualquier paquete estadístico para así realizar distintos análisis adicionales, o también para crear una base de datos multiplataforma. La función de monitoreo visualiza las últimas 10 gráficas grabadas durante el estudio, para así poder detectar fácilmente variaciones de la forma de onda de los potenciales evocados somatosensoriales espinales durante la intervención quirúrgica. Es importante destacar que la reducción en 50% o mas de la amplitud y/o prolongación en mas de un 20% en la latencia es considerado patológico²⁴.

CONCLUSIONES

El dispositivo propuesto es de muy bajo costo tanto en su construcción como en su mantenimiento, aún cuando posee similares funciones a las ofrecidas por los equipos comerciales, lo cual lo hace accesible a los centros hospitalarios públicos, permitiendo al médico neurólogo, neurofisiólogo neurocirujano, o anestesiólogo, realizar el estudio de los potenciales evocados somatosensoriales ya sea durante un estudio ambulatorio de rutina en la consulta o durante una in-

tervención quirúrgica.

Disponibilidad del Software

Las transcripciones fuentes del software en MatLab™ así como el manual detallado del usuario, lista de componentes, esquemas de los circuitos y flujogramas lógicos están disponibles sin costo alguno al solicitarlos a los autores vía correo electrónico.

REFERENCIAS

1. Bragagnolo MAJ, Teodoro V, Lucchesi LM, Santos RF, Feldner ACCA, Ribeiro TCR, Tufik S, Kondo M. Correlação entre a amônia e o potencial evocado relacionado a eventos (P300) em pacientes cirróticos. *Rev Neurocienc* 2009;17:122-7.
2. Guedes MC, Weber R, Gomez MVSG, Neto RVB, Peralta CGO, Ferreira BR. Efeitos do potencial de ação neural sobre a percepção de fala em usuários de implante coclear. *Rev Bras Otorrinolaringol* 2007;73:439-45.
3. Yiannikas C, Vucic S. Utility of somatosensory evoked potentials in chronic acquired demyelinating neuropathy. *Muscle Nerve* 2008;38:1447-54.
4. Poloa A, Tercedora A, Paniagua-Sotob J, Acostacy F, Cañadas A. Monitorización neurofisiológica en la cirugía de escoliosis con hipotensión controlada. *Rev Esp Anestesiol Reanim*. 2000;47:367-70.
5. Chandanwale AS, Ramteke AA, Barhate S. Intra-operative somatosensory-evoked potential monitoring. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2008;16:277-80.
6. Devlin VJ, Schwartz DM. Intraoperative neurophysiologic monitoring during spinal surgery. *J Am Acad Orthop Surg* 2007;15:549-60.
7. Weiss DS. Spinal cord and nerve root monitoring during surgical treatment of lumbar stenosis. *Clin Orthop Relat Res* 2001;384:82-100.
8. Storm SA, Kraft GH. The clinical use of dermatomal somatosensory evoked potentials in lumbosacral spinal stenosis. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2004;15:107-15.
9. Latorre J, Rosendo A, Vidal J, Sarrias M. Postoperative spinal cord ischemia in thoracoabdominal aneurysms *Angiologia* 1991;43:206-13.
10. Baba H, Shimoji K, Yoshimura M. Norepinephrine facilitates inhibitory transmission in substantia gelatinosa of adult rat spinal cord (part 1): effects on axon terminals of GABAergic and glycinergic neurons. *Anesthesiology* 2000;92:473-84.
11. Shimoji K, Fujiwara N, Denda S, Tomita M, Toyama M, Fukuda S. Effects of pentobarbital on heterosegmentally activated dorsal root depolarization in the rat. Investigation by sucrose-gap technique in vivo. *Anesthesiology* 1992;76:958-66.
12. Kaieda R, Maekawa T, Takeshita H, Maruyama Y, Shimizu H, Shimoji K. Effects of diazepam on evoked electrospinogram and evoked electromyogram in man. *Anesth Analg* 1981;60:197-200.
13. Maruyama Y, Shimoji K, Shimizu H, Sato Y, Kuribayashi H, Kaieda R. Effects of morphine of human spinal cord and peripheral nervous activities. *Pain* 1980;8:63-73.
14. Robertazzi RR, Cunningham JN Jr. Intraoperative adjuncts of spinal

cord protection. *Semin Thorac Cardiovasc Surg* 1998;10:29-34.

15.Papastefanou SL. Surface electrode somatosensory-evoked potentials in spinal surgery: implications for indications and practice. *Spine* 2000;25:2467-72.

16.Grant PA. Electrodiagnostic medical consultation in lumbar spine problems. *Occup Med* 1998;13:97-120.

17.Compston A, Coles A. Multiple sclerosis. *Lancet* 2008;372:1502-17.

18.Dive D, Giffroy X. Somatosensory evoked potentials: clinical applications in peripheral neuropathies. *Rev Med Liege* 2004;59(Suppl 1):157-69.

19.Shimoji K, Matsuki M, Shimizu H. Wave-form characteristics and spatial distribution of evoked spinal electrogram in man. *J Neurosurg* 1977;46:304-13.

20.Yiannikas C, Shahani BT. The origins of lumbarsacral spinal evoked potentials in humans using a surface electrode recording technique. *J Neurol Neurosurg Psych* 1988;51:499-508.

21.Svensson O. Tracking of changes in latency and amplitude of the evoked potential by using adaptive LMS filters and exponential averagers. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993;40:1074-9.

22.Emerson RG. Anatomic and physiologic bases of posterior tibial nerve somatosensory evoked potentials. *Neurol Clin* 1988;6:735-49.

23.Seyal M, Gabor AJ. Generators of human spinal somatosensory evoked potentials. *J Clin Neurophysiol* 1987;4:177-87.

24.American Society Clinical Neurophysiology. Guideline 9A: Guidelines

on Evoked Potentials. 2006, p.1-13.

25.Borrego CJ, Trujillo JM. Diseño de un sistema y construcción de un módulo para la medición de potenciales evocados y otras aplicaciones en neurofisiología. *Acta Méd Colomb*. 1983;8:255-64.

26.Lin C-W, Chen P-Q, Chen C-T, Lu C-M, Chien J-H, Yang C-H, et al. An ISO guide 25 certified testing laboratory for clinical engineering education. *Eng Med Biol Soc. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE*. 2000;3:2037-41.

27.Cheng M, Gao X, Gao S, Xu D. Design and Implementation of a Brain-Computer Interface With High Transfer Rates. *IEEE Transac Biomed Eng*, 2002;49:1181-6.

28.Deletis V. Basic methodological principles of multimodal intraoperative monitoring during spine surgeries. *Eur Spine J* 2007;16:S147-52.

29.Sella VRG, Nohama P, Faria RA, Scharf CA, Wolf R. Método de avaliação da hipotrofia muscular por desuso empregando eletromiografia de superfície. *Med Reab* 2002;60:9-12.

30.Burr-Brown Corporation. Datasheets INA114 Precision instrumentation amplifier and (1997) ISO124 Precision lowest cost isolation amplifier. Tucson, 1992.

31.IEC 60601-1-9, International standard for Environmentally Conscious Design of Medical Electrical Equipment, International Electrotechnical Commission, 2007.

32.MathWorks Inc. Help Toolboxes: Signal Processing, Data Acquisition. 1999.