

SISTEMA INALÁMBRICO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROFISIOLÓGICAS PARA ESTUDIOS DE SUEÑO

Mariana Peraza-Mues¹; Francisco José Heredia-López¹, y Jesús Moo-Estrella²

¹Centro de Investigaciones Regionales “Dr. Hideyo Noguchi”, Calle 59, Av. Itzáes 490, Centro, 97000 Mérida, Yucatán.

²Facultad de Psicología, Universidad Autónoma de Yucatán, Carretera Tizimín-Cholul Km1, 97305 Mérida, Yucatán.

Autor de contacto: peraza.marian@gmail.com

Recibido: 01/febrero/2019

Aceptado: 15/febrero/2019

Publicado: 31/marzo/2019

RESUMEN

La polisomnografía continúa siendo el estándar para estudios de sueño. Se lleva a cabo en laboratorios o clínicas especializadas y requiere que el paciente se quede durante 1 o 2 noches conectado a múltiples equipos para la medición de señales electrofisiológicas. Este tipo de estudio requiere mucho tiempo de preparación, tiene un costo elevado y resulta incómodo para el paciente debido a los equipos conectados al cuerpo y a la estancia fuera del ambiente cotidiano. Por lo tanto, en el presente trabajo se describe un prototipo inalámbrico para el registro de actividad cerebral, muscular y ocular utilizando electrodos activos, siendo este un dispositivo que pretende resolver los inconvenientes antes mencionados. Así mismo, se muestran las primeras pruebas de validación realizadas mediante la comparación de las señales adquiridas con un equipo médico y el prototipo, las cuales demuestran la capacidad del dispositivo para adquirir señales comparables.

Palabras clave: Inalámbrico/monitoreo del sueño/polisomnografía

ABSTRACT

Polysomnography continues as the gold-standard for sleep monitoring. This type of study is conducted in clinics or specialized laboratories and requires the patient to stay during one or two nights connected to multiple devices for physiological signal acquisition. However, it takes a long time to prepare the patient for the study, it is expensive, and uncomfortable due to all the devices that are connected to the body and the permanence in unknown environment. Therefore, in this work we introduce a new wireless prototype that acquires brain, muscular, and ocular activity using active electrodes. This prototype will solve the previously indicated drawbacks of polysomnography. Also, we show the first validation tests performed that prove its capability to acquire signals that are comparable to a medical device.

Key words: sleep monitoring/polysomnography/wireless

INTRODUCCIÓN

El sueño cumple funciones básicas esenciales para la salud como la eliminación de toxinas y recuperación del organismo; además de jugar un papel importante en el proceso de aprendizaje y de la memoria. La medición de los cambios fisiológicos que suceden durante el sueño ayuda al diagnóstico de trastornos que pueden afectar la salud y, en consecuencia, la calidad de vida de las personas [1]. Existen más de 80 trastornos que han sido incluidos en la Clasificación Internacional de Trastornos del Sueño (ICSD-2 por sus siglas en inglés), entre los que se encuentran la apnea del sueño, alteración periódica del movimiento de las extremidades, narcolepsia, epilepsia, demencia, esquizofrenia, insomnio y bruxismo. Alrededor del 40% de la población mundial sufre algún trastorno del sueño, según la Asociación Mundial de la Medicina del Sueño y, gran parte de este porcentaje no es consciente que esta condición afecta su salud. Los trastornos de sueño aumentan el riesgo de padecer enfermedades cardíacas, presión arterial alta y accidente cerebrovascular. También se ha encontrado evidencia de la existencia de un vínculo entre los trastornos

del sueño y un mayor riesgo de lesiones relacionadas con caídas y los accidentes automovilísticos [2].

La técnica electrofisiológica que permite el monitoreo y análisis clínico del sueño se conoce como polisomnografía (PSG). Durante este estudio se realiza un seguimiento de los pacientes utilizando varios equipos médicos que registran diferentes señales electrofisiológicas. Las medidas básicas que incluye la polisomnografía son: la electroencefalografía (EEG), electrooculografía (EOG) y electromiografía (EMG) de la barbilla [3].

La electroencefalografía consiste en el registro de la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos colocados en la superficie del cuero cabelludo. La ubicación de los electrodos está determinada por el sistema internacional 10-20. Para estudios de sueño se requieren como mínimo las derivaciones frontal, central y occipital para identificar las etapas del sueño. El registro de la actividad ocular se realiza mediante electrodos colocados alrededor de los ojos, sobre el canto externo del ojo derecho y debajo del canto externo del ojo izquierdo. Se utilizan 2

electrodos para el registro de EMG en la barbilla, y se coloca uno más como respaldo en caso de que alguno de los otros dos falle. Uno de los electrodos se coloca por encima del borde inferior de la mandíbula, y los otros dos se colocan por debajo del borde inferior de la mandíbula [3]. En la Figura 1 se muestra la ubicación de las derivaciones recomendadas por la Academia Americana de la Medicina del Sueño (AASM) en estudios de sueño para EEG, EOG y EMG.

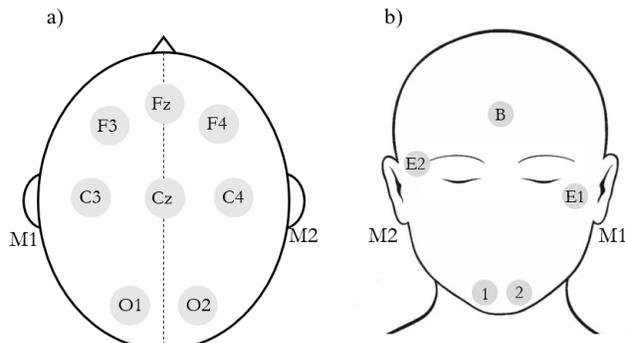


Figura 1: Ubicación de los electrodos utilizados para a) EEG, b) EOG y EMG. Los electrodos M1 y M2 corresponden a las referencias colocadas en el mastoide izquierdo y derecho.

Con el registro de EMG, EOG y EEG es posible identificar las diferentes etapas del sueño. Se puede distinguir entre la etapa de movimiento ocular rápido (MOR) o sin movimiento ocular rápido (NMOR). Esta última se subdivide en otras tres etapas las cuales se pueden identificar mediante EEG y representan la transición del sueño ligero al sueño profundo. Durante la noche, una persona cambia entre la etapa NMOR y MOR aproximadamente cada 90 minutos, experimentando de cuatro a seis ciclos de sueño por noche. La transición entre la vigilia y el sueño se da en la primera etapa del sueño NMOR, en la cual se detecta una disminución de la actividad muscular. En la etapa 2 el ritmo cardiaco y la respiración disminuyen. Posteriormente se entra al sueño profundo, etapa en la cual la actividad muscular es variable, pero tiende a ser baja. La etapa MOR se caracteriza por la respiración rápida, el movimiento rápido de los ojos y atonía muscular [4].

Adicionalmente, durante las etapas es posible detectar cambios en la actividad cerebral. Durante la vigilia, cuando una persona está despierta, principalmente se distinguen la actividad *Beta* y *Alfa*. La actividad *Beta* son ondas irregulares que presentan la menor amplitud y mayor frecuencia (> 13 Hz). Las ondas *Alfa* se detectan cuando la persona se encuentra relajada y con los ojos cerrados. Consisten en ondas regulares de mayor amplitud y menor frecuencia (8-13 Hz). Durante la primera etapa del sueño se detectan ondas *Theta* las cuales tienen menor frecuencia (4-7 Hz) y mayor amplitud que las ondas *Alfa*. En la segunda etapa, se detecta actividad *Theta*, husos de sueño y complejos K. Los husos de sueño son ondas de entre 11 y 16 Hz con una duración de 0.5 a 1.5 segundos y el complejo K consiste en una onda negativa aguda seguida inmediatamente por un componente positivo con una duración total mayor o igual a 0.5 segundos. En la etapa 3 se detectan ondas *Delta*, las ondas más lentas (< 4Hz)

y de mayor amplitud. En la etapa MOR se detecta actividad cerebral irregular, en la cual hay una combinación de las ondas *Alfa* y *Beta* [5].

Además, durante un estudio se realizan mediciones de otros parámetros entre los que se incluyen flujo de aire, esfuerzo respiratorio, oxigenación, ritmo cardiaco, grabación de audio y video y registro del movimiento. El registro del movimiento permite distinguir entre el estado de vigilia y sueño, e incluso la identificación de trastornos que se caracterizan por presentar movimientos anormales durante el sueño.

La polisomnografía realizada en laboratorio continúa siendo el estándar para el monitoreo del sueño, sin embargo, los dispositivos clínicos comúnmente utilizados presentan algunos inconvenientes relacionados con la comodidad del paciente, precisión de información recibida y con la capacidad para análisis e interpretación de los datos. En [1] se realizó un análisis sobre los desafíos actuales que presenta la polisomnografía, los cuales están relacionados con la incorporación de tecnología inalámbrica, desarrollo de nuevos sensores biomédicos, desarrollo de dispositivos menos invasivos, integración de señales provenientes de diversas fuentes, y el desarrollo de herramientas que faciliten el análisis de la gran cantidad de datos que se obtienen durante un estudio. Esta necesidad ha impulsado el desarrollo de nuevos dispositivos para el monitoreo del sueño.

Recientemente, con el fin de solucionar los inconvenientes de PSG antes mencionados, la empresa Advanced Brain Monitoring desarrolló el dispositivo *Sleep Profiler*. Este dispositivo no requiere la intervención de un especialista ya que se coloca fácilmente con una banda elástica sobre la frente. Permite el registro de hasta 6 canales de señales electrofisiológicas que incluyen EEG, EOG y EMG, además del registro de movimiento de la cabeza y sonido. Utiliza 3 electrodos autoadheribles que se colocan sobre la frente. En [6] realizaron un estudio de validación donde mencionan obtener resultados comparables con sistemas PSG convencionales.

Otro dispositivo desarrollado recientemente es el *Prodigy* de la empresa Younes Medical Technologies. Este dispositivo se posiciona sobre la frente con ayuda de electrodos autoadheribles para EEG y utiliza de 4 a 6 electrodos dependiendo de la configuración necesaria para el estudio. Puede registrar 2 canales de EEG frontales, 2 canales de EOG, uno de EMG, y utiliza únicamente una referencia. La información se transmite de manera inalámbrica a un monitor el cual guarda las señales.

Por otro lado, existen otros dispositivos de uso diario o *wearables* basados en EEG, los cuales permiten un análisis de la arquitectura del sueño. Por ejemplo, el *Neuroon* realiza mediciones de parámetros biológicos para el monitoreo del sueño que incluye actividad cerebral (EEG de un canal), pulso, temperatura, y ritmo cardiaco. Realiza un análisis de

los datos, entrega un reporte sobre la calidad del sueño e identifica cuando el sujeto duerme, el sueño ligero, sueño MOR y sueño profundo. El dispositivo se coloca como un antifaz y contiene 3 electrodos de oro y plata para la adquisición de EEG. Otro dispositivo llamado Kokoon posee forma de audífonos y utiliza mediciones de EEG y movimiento para monitorear el sueño.

Los dispositivos mencionados representan un avance significativo en el desarrollo de dispositivos que permitan estudios ambulatorios. En este trabajo se presenta un desarrollo alternativo que puede llegar a brindar estas y otras ventajas para la medición del sueño.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema planteado se divide en dos partes: un sistema en hardware y una aplicación de software. El sistema de hardware tiene capacidad para el registro de 8 canales de EEG, 2 canales de EOG y 1 canal de EMG de la barbilla. La información se transmite de manera inalámbrica a una estación base que se encarga de transmitir los datos a una computadora para que puedan ser visualizados, procesados y almacenados por un software especializado.

El desarrollo del prototipo consistió en el diseño de dos módulos de adquisición para señales electrofisiológicas. La señal del movimiento ocular y muscular se realiza a través del *front-end* ADS1298 el cual cuenta con convertidores analógico-digital de 24 bits de resolución, velocidad de muestreo configurable de hasta 32kbps y amplificadores de ganancia programable. El ADS1299 es específico para adquisición de EEG y de igual manera cuenta con convertidores analógico-digital de 24 bits, velocidades de muestreo de hasta 16kbps y amplificadores de ganancia programable. La velocidad de muestreo para EMG y EOG se estableció en 500Hz y para EEG en 250Hz. La ganancia se configuró en 24 para EEG y en 12 para EOG y EMG.

Uno de los principales problemas presentes en los estudios de polisomnografía es el tiempo que se requiere para colocar los electrodos en las posiciones requeridas. En primer lugar, se deben realizar mediciones en la cabeza para identificar la posición de los electrodos según el Sistema Internacional 10-20. Posteriormente deben colocarse, uno por uno, los electrodos con gel o pasta conductora y se fijan con un pegamento especial. De igual manera, debe identificarse la posición de los electrodos para el registro de EOG y EMG los cuales se posicionan con cinta adhesiva. Durante la noche se puede perder la adhesión de los electrodos y el gel puede perder sus propiedades. Esto hace necesario retirar el electrodo para colocarlo nuevamente, lo que provoca la interrupción del ciclo normal del sueño del paciente. Debido a esto, se implementaron electrodos secos y activos los cuales permitirán el registro de biopotenciales sin necesidad del gel conductor que usualmente se utiliza para su registro. Estos electrodos requieren de un circuito activo posicionado cerca del electrodo para acoplamiento de impedancias. Se diseñó

una pequeña tarjeta de 1cm de diámetro que integra un amplificador (LMP7707) y un conector que permite la conexión directa de los electrodos secos, Figura 2(a). Se realizó una revisión de los electrodos disponibles en el mercado y se seleccionaron los electrodos de la empresa *Cognionics* que se muestran en la Figura 2(b) y 2(c). Los electrodos para EEG poseen dientes que facilitan el paso del electrodo a través del cabello para lograr un mejor contacto con el cuero cabelludo, además son flexibles por lo que resultan cómodos para estudios de sueño. Estos electrodos facilitan el uso de los dispositivos portátiles ya que permiten utilizarlos durante un largo período de tiempo, como es el caso de estudios del sueño ambulatorio donde se requiere realizar el registro durante aproximadamente 8 horas sin supervisión médica.



Figura 2: Electrodos para el registro de las señales: a) circuito activo, b) electrodo flexible de Cognionics para el registro de EEG, c) electrodo plano de Cognionics para el registro de EOG y EMG.

Las señales registradas son transmitidas de forma inalámbrica por medio de un transceptor de radiofrecuencia (RFM75) el cual permite la transmisión de información a una velocidad de 2Mbps y tiene un bajo consumo de energía. El microcontrolador (PIC16LF1829) es el encargado de administrar la información recibida por el ADS1298 y el ADS1299, y transmitirla de manera inalámbrica hacia el módulo de recepción por medio del RFM75. El módulo de recepción tiene la capacidad de recibir y transmitir datos digitales a una tasa de 2 Mbps sobre una portadora de 2.4GHz (banda ISM para uso médico) que se comunica por medio de una interfaz USB 2.0 con una computadora personal para la transferencia de los datos recibidos inalámbricamente. La estación base utilizada fue desarrollada en [11], Figura 3(a). Esta estación base utiliza un RFM73 por lo que se actualizó a la nueva versión (RFM75) y se le realizaron modificaciones en el diseño del PCB para dejar libre la antena del transceptor, Figura 3(b).

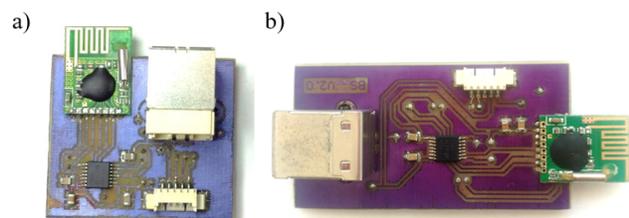


Figura 3: Módulo de recepción de datos. a) Versión original, b) Versión modificada

La aplicación de software se desarrolló en lenguaje gráfico (LabVIEW), que realiza la lectura y conversión de los datos a voltaje para posteriormente procesarlos por medio del uso

de filtros digitales, así como para desplegar y almacenar la información. Se implementaron filtros Butterworth pasabanda de con frecuencias de corte para EEG y EOG de 0.3 a 35 Hz y para EMG de 10 a 100 Hz. El programa guarda los datos del paciente (nombre y edad), hora de inicio y fin del registro, canales utilizados y los datos en documentos de texto para su posterior análisis.

RESULTADOS

Se realizaron pruebas de validación para verificar el correcto funcionamiento de los módulos de adquisición y de los electrodos activos anteriormente descritos.

Prueba del sistema

Las pruebas consistieron en el registro simultáneo de EEG, EOG y EMG con cada uno de los módulos y el dispositivo médico *Alice PDx*. Se utilizaron electrodos de copa de oro con pasta conductora los cuales se fijaron con pegamento (colodión) sobre la cabeza y con cinta adhesiva en la zona de los ojos y la barbilla, previa limpieza con alcohol. Posteriormente se midió la cabeza del sujeto voluntario de acuerdo con el SI 10-20 para colocar los electrodos en la posición C3, F4, M1 y M2. También se realizaron las mediciones pertinentes para colocar los electrodos cercanos a los ojos y en la barbilla. Los electrodos del equipo médico y del prototipo se posicionaron lo más cercanos posible en cada zona. En las Figuras 4 y 5 se puede observar el montaje de los electrodos.



Figura 4: Montaje de los electrodos para el registro de EMG y EOG



Figura 5: Montaje de los electrodos para EEG

La prueba para EOG consistió en el registro de la señal durante 10 repeticiones de movimientos horizontales (izquierda-derecha) y 10 de movimientos verticales (arriba-

abajo). En la Figura 6 se puede ver el trazo correspondiente a los movimientos horizontales para ambos dispositivos.

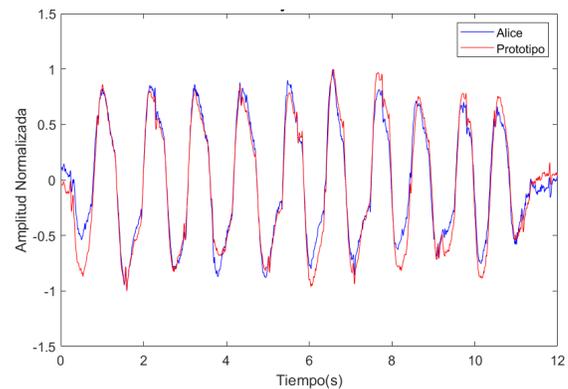


Figura 6: Señal de EOG que corresponde a 10 movimientos horizontales (izquierda-derecha). En azul se muestra la señal registrada con el equipo médico Alice y en rojo la señal registrada con el prototipo

Para el registro de EMG, se le pidió al sujeto ejercer presión sobre su mandíbula durante 2 segundos seguida de una relajación de 2 segundos por 6 repeticiones. En la Figura 7 se puede observar el trazo de EMG que se obtuvo para ambos dispositivos.

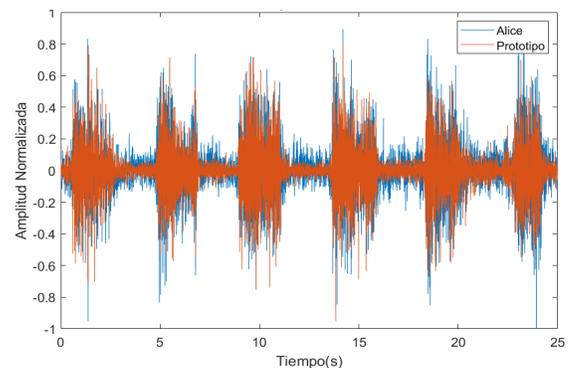


Figura 7: Señal de EMG al ejercer presión sobre la mandíbula. En azul se muestra la señal registrada con el equipo médico Alice y en rojo la señal registrada con el prototipo.

Para el análisis y comparación de las señales de EEG se utilizó la señal de C3-M2 debido a que la señal F4-M1 presentaba artefactos oculares. La prueba consistió en el registro de la señal con los ojos abiertos y cerrados para poder identificar cambios en la señal de EEG (ondas Alfa y Beta). En la Figura 8(a) se puede ver un segmento de 5 segundos con los ojos cerrados y en la Figura 8(b) con los ojos abiertos.

El análisis de la información se realizó con diagramas de Bland-Altman para evaluar la concordancia entre el prototipo y el equipo médico Alice PDx. El diagrama de Bland-Altman permite evaluar la concordancia de los dispositivos y se obtiene graficando en el eje X la media de ambos y en el eje Y su diferencia. En las gráficas también se muestra la media de los puntos y los límites de concordancia a ± 1.96 desviaciones estándar [12]. El análisis estadístico se realizó con el software MedCalc.

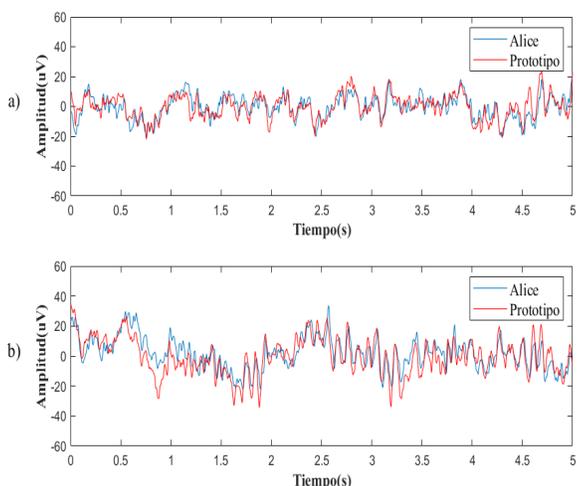


Figura 8: Segmento de 5 segundos de la señal de EEG con a) ojos abiertos, b) ojos cerrados. En azul se muestra la señal registrada con el equipo médico Alice y en rojo la señal registrada con el prototipo.

Se utilizó un segmento de 30 segundos de la señal registrada de EEG para la evaluación de cada punto o muestra de la señal de ambos equipos. De igual manera se comparó punto a punto la señal obtenida de EOG durante el movimiento horizontal de los ojos y la señal de EMG adquirida durante la presión ejercida en la mandíbula por un sujeto voluntario. En la Figura 9 se pueden observar los diagramas de Bland-Altman que se obtuvieron para cada una de las señales.

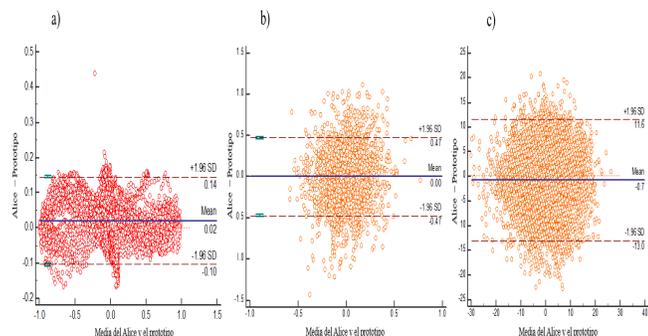


Figura 9: Diagramas de Bland-Altman de un a) segmento de la señal de EOG correspondiente a 10 movimientos horizontales con un 97.1% de los puntos dentro de los límites de concordancia, b) segmento de EMG con un 92.7% de los puntos dentro de los límites de concordancia, c) segmento de 30 segundos de EEG con un 94.5% de los puntos dentro de los límites de concordancia. Las líneas punteadas representan ± 1.96 desviaciones estándar de la media.

Adicionalmente, la señal de EOG se dividió en segmentos de 1 segundo y se obtuvo el valor RMS y la frecuencia media de cada uno. En la Figura 10 se muestra el diagrama de Bland-Altman con los datos del movimiento ocular horizontal de 3 sujetos. Para la señal de EEG se calculó la potencia en cada una de las bandas de frecuencia correspondientes a las ondas *Alfa*, *Beta*, *Theta* y *Delta*, y se realizaron diagramas de Bland-Altman para cada una. Los resultados se pueden ver en la Figura 11.

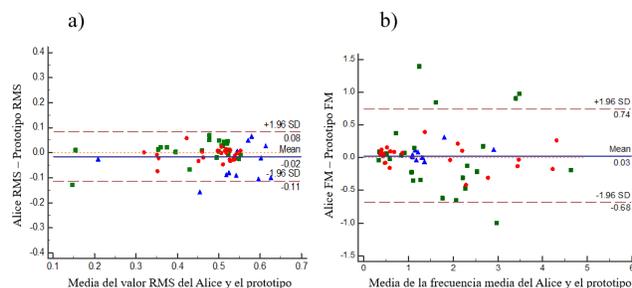


Figura 10: Diagramas de Bland-Altman de a) el valor RMS de segmentos de un segundo de la señal de EOG con un 96.6% de los puntos dentro de los límites de concordancia, b) frecuencia media de cada segmento de un segundo de la señal de EOG con un 91.6% de los puntos dentro de los límites de concordancia. En estas graficas se muestran datos obtenidos de 3 sujetos los cuales pueden identificarse por los colores rojo, azul y verde en cada gráfica. Las líneas punteadas representan ± 1.96 desviaciones estándar de la media.

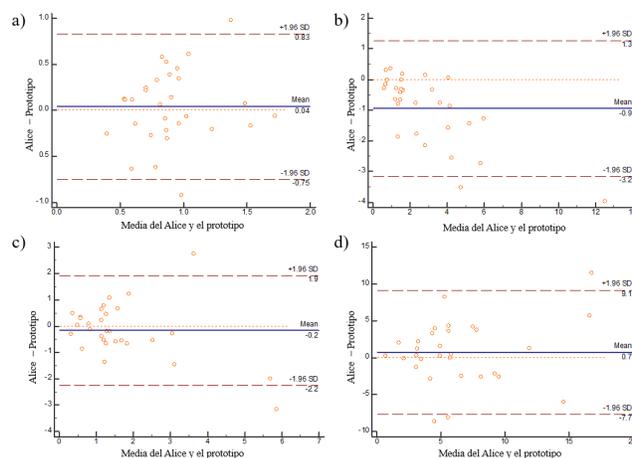


Figura 11: Diagramas de Bland-Altman correspondientes a los valores de potencia en la banda de potencia de las ondas a) Beta con un 93.3% de los puntos dentro de los límites de concordancia, b) Alfa con un 93.3% de los puntos dentro de los límites de concordancia, c) Theta con 93.3% de los puntos dentro de los límites de concordancia, d) Delta con 90% de los puntos dentro de los límites de concordancia. Las líneas punteadas representan ± 1.96 desviaciones estándar de la media.

Prueba de electrodos activos

Se realizaron pruebas con los electrodos activos para verificar su funcionamiento. La prueba consistió en el registro de actividad muscular durante 5 contracciones isométricas del músculo bíceps con el prototipo desarrollado, utilizando de manera simultánea electrodos adhesivos de plata-cloruro de plata y los electrodos activos planos mostrados en la Figura 3(c). Los electrodos se colocaron sobre el músculo bíceps a una distancia inter-electrodo de 2cm, previa limpieza con alcohol. La prueba se realizó en 5 sujetos voluntarios. Las señales se procesaron con un filtro pasa-bandas de entre 20 y 500Hz y se obtuvo la curva RMS de la señal. Posteriormente se calculó la correlación de la curva RMS obtenida con los electrodos activos y con los de Ag/AgCl utilizando el coeficiente de correlación de Pearson. Se obtuvo una correlación significativa entre ambas curvas RMS para los 5 sujetos ($r > 0.96$, $P < 0.001$, 95% CI).

En la Figura 12 se muestra el registro de la señal de EMG de un sujeto y la curva RMS de la misma señal. Se pueden apreciar claramente los cambios de amplitud (incremento) de la actividad mioeléctrica detectados por el prototipo, donde esos cambios corresponden a la contracción del músculo bíceps. Es posible observar la similitud de las señales adquiridas con los electrodos activos y los de Ag/AgCl. Esta misma prueba se repitió con los electrodos activos de EEG mostrados en la Figura 3(b). En este caso se obtuvo una correlación significativa entre ambas curvas RMS para las señales adquiridas de los 5 sujetos que participaron ($r=0.93$, $P<0.001$, 95% CI).

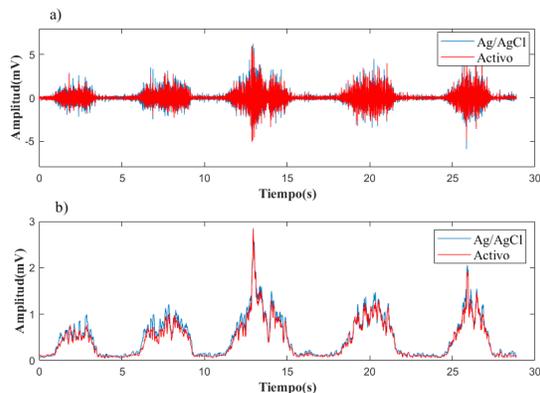


Figura 22: Registro de EMG durante 5 contracciones isométricas del músculo bíceps. En a) se muestra la señal de EMG procesada mediante un filtro Butterworth de orden 2 (20-500 Hz). En b) se muestra la curva RMS de la señal de EMG. En azul se muestra la señal adquirida con los electrodos de Ag/AgCl y en rojo la señal adquirida con los electrodos activos planos.

Los análisis de Bland-Altman revelaron una buena concordancia entre las señales obtenidas por el dispositivo médico y el prototipo.

DISCUSIÓN

A nivel comercial existen algunos dispositivos que han resultado parcialmente el problema de la disponibilidad de equipos para estudios ambulatorios y su facilidad de uso. Sin embargo, únicamente realizan la medición de EEG en la zona frontal, por lo que no cumplen con los requerimientos y recomendaciones de la AASM en cuanto a los canales y posiciones de los electrodos necesarios para el registro de la actividad cerebral, ocular y muscular durante estudios de sueño. En un estudio realizado en [7] utilizaron el dispositivo *Sleep Profiler* para evaluar el desempeño de un solo canal de EEG frontal donde concluyeron que este resulta de ayuda para la evaluación del sueño REM y la combinación de etapas de transición del sueño ligero al profundo, sin embargo la identificación de algunas de las etapas tuvieron poco acuerdo debido a la falta de electrodos de medición en la región occipital. El dispositivo *Prodigy* se ha evaluado el desempeño mediante su comparación con PSG en [8], donde se concluye que el dispositivo registra de manera comparable a PSG, sin embargo mencionan que queda cierta incertidumbre debido a que la posición de los electrodos

frontales no va de acuerdo con la posición recomendada para estudios de sueño. Además, la adquisición de la señal en ambos equipos se hace a través de electrodos autoadheribles y desechables, los cuales deben reemplazarse cada vez que se realice un estudio y pueden perder la adhesión a la piel durante la noche.

Por otro lado, la desventaja de los dispositivos *wearables* es que se desconocen los algoritmos y métodos utilizados para estimar los ciclos de sueño, calidad y demás mediciones ya que usan algoritmos patentados para obtener la información [9]. Además, la gran mayoría de los dispositivos *wearables* no cuentan con una validación que los respalde, sin embargo se mantienen en el mercado debido a su alto grado de innovación y accesibilidad para la población en general [10]. La cantidad y la calidad del sueño pueden monitorearse utilizando los *wearables* disponibles en el mercado sin embargo su confiabilidad aún es baja.

El presente trabajo se describió el desarrollo de un sistema de hardware y software que permite la medición de los tres principales parámetros necesarios para estudios de sueño. Este sistema permite la adquisición de 8 canales de EEG, 2 canales de EOG y un canal de EMG de la barbilla, cumpliendo con los requerimientos establecidos por la AASM. Se realizaron pruebas de validación y un análisis de concordancia los cuales sugieren que el dispositivo adquiere señales comparables a las de equipos médicos. Además, se implementaron electrodos activos secos los cuales fueron validados mediante su comparación con los electrodos de Ag/AgCl en donde se obtuvieron coeficientes de correlación favorables. Por otro lado, el sistema opera de manera inalámbrica brindando mayor confort al usuario. De esta manera, el prototipo presenta ventajas frente a los otros dispositivos comerciales existentes.

CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó el desarrollo de un prototipo para la adquisición de actividad cerebral, ocular y muscular. Se desarrollaron módulos de adquisición para las señales electrofisiológicas, las cuales se transmiten de manera inalámbrica a una estación base. La estación base es el módulo encargado de recibir las señales y transmitir las a una computadora para su visualización y almacenamiento. El sistema fue validado mediante su comparación con un equipo médico. Para ello, se registró la actividad cerebral, movimiento ocular y electromiografía de la barbilla de manera simultánea con el equipo médico y el prototipo. Los datos obtenidos demuestran que las señales adquiridas por el prototipo son comparables a las del equipo médico. Por otro lado, se implementaron electrodos secos activos para la adquisición de las señales. Estos electrodos se evaluaron mediante la comparación de la señal electromiográfica del bíceps registrada simultáneamente con los electrodos activos y electrodos adhesivos de plata cloruro de plata. Los resultados sugieren que los electrodos son capaces de adquirir señales comparables con los electrodos comúnmente

utilizados para registros de biopotenciales. Los resultados obtenidos son prometedores para el desarrollo futuro de un sistema portátil para estudios de sueño ambulatorios que resulte más cómodo y cuya colocación sea sencilla. Además de su capacidad para la adquisición de ocho canales de actividad cerebral, lo que le otorga ventaja sobre otros dispositivos que se han desarrollado.

telemétrico multicanal para la medición de la actividad cerebral en ratas", CONIEEM 2014, pp. 102-114, (2014).
[12] Giavarina Davide, "Understanding Bland Altman analysis", *Biochemia Medica*, 25(2):141-151, 2015

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Max Hirshkowitz. Polysomnography Challenges. *Sleep Medicine Clinics*, 11(4):403-411, December 2016.
- [2] Jane E. Ferrie, Meena Kumari, Paula Salo, Archana Singh-Manoux, and Mika Kivimaki. Sleep epidemiology-a rapidly growing field. *International Journal of Epidemiology*, 40(6):1431-1437, December 2011.
- [3] Berry, R. B., Gamaldo, C. E., Harding, S. M., Brooks, R., Lloyd, R. M., Vaughn, B. V., and Marcus, C. L. AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events Version 2.3.
- [4] Michael J. Aminoff. *Aminoff's Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. Elsevier, 6 editions, 2012.
- [5] James D. Geyer, Paul R. Carney, and Troy Payne. *Atlas of Polysomnography*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, PA, 2 edition, November 2009.
- [6] Patrick H. Finan, Jessica M. Richards, Charlene E. Gamaldo, Dingfen Han, Jeannie Marie Leoutsakos, Rachel Salas, Michael R. Irwin, and Michael T. Smith. Validation of a Wireless, Self-Application, Ambulatory Electroencephalographic Sleep Monitoring Device in Healthy Volunteers. *Journal of clinical sleep medicine*, 12(11):1443-1451, November 2016.
- [7] Brendan P. Lucey, Jennifer S. Mcleland, Cristina D. Toedebusch, Jill Boyd, John C. Morris, Eric C. Landsness, Kelvin Yamada, and David M. Holtzman. Comparison of a single-channel EEG sleep study to polysomnography. *Journal of Sleep Research*, June 2016.
- [8] Younes Medical Technologies. Prodigy sleep monitor operator manual. <https://fccid.io/2AFGB100002000/User-Manual/User-Manual-2856232.pdf>, 2015. [Accessed 19-09-2018].
- [9] Kelly R. Evenson, Michelle M. Goto, and Robert D. Furberg. Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *The International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 12:159, December 2015.
- [10] Ping-Ru T. Ko, Julie A. Kientz, Eun Kyoung Choe, Matthew Kay, Carol A. Landis, and Nathaniel F. Watson. Consumer Sleep Technologies: A Review of the Landscape. *Journal of clinical sleep medicine*, 11(12):1455-1461, December 2015.
- [11] Salazar Loría, Santiago Nuñez, Heredia López, "Avances en el diseño de la estación base de un sistema