








DOI: <https://doi.org/10.5554/22562087.e956>

Evaluación de los cambios de la actividad eléctrica cerebral durante anestesia general usando electroencefalografía portable

Assessment of changes in the electrical activity of the brain during general anesthesia using portable electroencephalography

Verónica Gaviria García^a , Daniel Loaiza López^a , Carolina Serna Rojas^a , Sara Ríos Arismendy^b , Eduardo Montoya Guevara^b , Juan Daniel Mora Lesmes^b , Francisco Javier Gómez Oquendo^{d,e}, John Fredy Ochoa Gómez^{a,c} 

^a Grupo Neuropsicología y Conducta, Facultad de Medicina, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia.

^b Semillero neurociencias computacionales, Programa Bioingeniería, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia.

^c Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia.

^d Facultad de Medicina, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia.

^e IPS Universitaria, Sede Prado. Medellín, Colombia.

Correspondencia: Cl. 67 # 53-108, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia. **E-mail:** john.ochoa@udea.edu.co

Resumen

¿Qué sabemos acerca de este problema?

Aunque en la actualidad existen sistemas de lazo cerrado para la administración de la anestesia, la falta de tecnologías que hagan más viable la investigación de la actividad eléctrica cerebral durante un procedimiento con anestesia general impide que haya más datos acerca de la actividad cerebral.

La introducción de tecnologías de menores costos permitirá recolectar información en grupos mayores de pacientes sin introducir riesgos adicionales para los mismos.

¿Qué aporta este estudio de nuevo?

Es un primer reporte de los cambios de la actividad α frontal en pacientes bajo anestesia general cuya actividad cerebral fue capturada con equipos portables y de bajo costo.

¿Como citar este artículo?

Gaviria García V, Loaiza López D, Serna Rojas C, Ríos Arismendy S, Montoya Guevara E, Mora Lesmes JD, Gómez Oquendo FJ, Ochoa Gómez JF. Assessment of changes in the electrical activity of the brain during general anesthesia using portable electroencephalography. Colombian Journal of Anesthesiology. 2021;49:e956.

Introducción

El análisis de la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo con electroencefalografía (EEG) podría permitir conocer la profundidad anestésica de un paciente durante cirugía. Sin embargo, los equipos de EEG convencionales, por su precio y tamaño, no son una alternativa práctica en quirófanos y los equipos comerciales usados en cirugía no permiten acceder a la actividad eléctrica. Disponer de tecnologías portables y de bajo costo aumentaría el número de investigaciones sobre la actividad cerebral bajo anestesia general y facilitaría la búsqueda de nuevos marcadores para la profundidad anestésica.

Objetivo

Evaluar la capacidad de una tecnología EEG portable de adquirir ritmos cerebrales relacionados con el estado consciente y el estado de anestesia general de pacientes en cirugía anestesiados con propofol.

Métodos

Estudio observacional de corte transversal en el que se analizaron datos de 10 registros EEG obtenidos mediante tecnología portable y de bajo costo OpenBCI, de pacientes de sexo femenino que fueron sometidas a anestesia general con propofol. La señal obtenida de los electrodos frontales se analizó mediante análisis espectral y se contrastaron los resultados con lo descrito en la literatura.

Resultados

La señal obtenida con electrodos frontales, especialmente el ritmo α , permitió diferenciar el reposo con ojos cerrados y ojos abiertos en estado consciente, del estado de mantenimiento de la anestesia durante cirugía.

Conclusiones

Se logra la diferenciación de estado de reposo y de mantenimiento de la anestesia replicando hallazgos previos de tecnologías convencionales. Estos resultados abren la posibilidad de utilizar las tecnologías portables como el OpenBCI para investigar la dinámica cerebral durante la anestesia.

Palabras clave

Anestesia general; análisis espectral; electroencefalografía; tecnología OpenBCI; tecnologías portables; propofol.

Read the English version of this article on the journal website www.revcolanest.com.co

Copyright © 2021 Sociedad Colombiana de Anestesiología y Reanimación (S.C.A.R.E.).

Este es un artículo de acceso abierto bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Abstract

Introduction

The analysis of the electrical activity of the brain using scalp electrodes with electroencephalography (EEG) could reveal the depth of anesthesia of a patient during surgery. However, conventional EEG equipment, due to its price and size, are not a practical option for the operating room and the commercial units used in surgery do not provide access to the electrical activity. The availability of low-cost portable technologies could provide for further research on the brain activity under general anesthesia and facilitate our quest for new markers of depth of anesthesia.

Objective

To assess the capabilities of a portable EEG technology to capture brain rhythms associated with the state of consciousness and the general anesthesia status of surgical patients anesthetized with propofol.

Methods

Observational, cross-sectional study that reviewed 10 EEG recordings captured using OpenBCI portable low-cost technology, in female patients undergoing general anesthesia with propofol. The signal from the frontal electrodes was analyzed with spectral analysis and the results were compared against the reports in the literature.

Results

The signal captured with frontal electrodes, particularly α rhythm, enabled the distinction between resting with eyes closed and with eyes opened in a conscious state, and sustained anesthesia during surgery.

Conclusions

It is possible to differentiate a resting state from sustained anesthesia, replicating previous findings with conventional technologies. These results pave the way to the use of portable technologies such as the OpenBCI tool, to explore the brain dynamics during anesthesia.

Keywords

General anesthesia; spectrum analysis; electroencephalography; OpenBCI technology; portable technologies; propofol.

INTRODUCCIÓN

La anestesia general es un acto médico que le permite al paciente durante los procedimientos quirúrgicos no percibir dolor (analgesia), no tener recuerdos posteriores (amnesia), y permanecer en un estado de hipnosis y relajación muscular con abolición de reflejos (1,2). Para ello, se usan fármacos anestésicos que regulan el balance, también conocido como profundidad anestésica, que experimenta el paciente entre la pérdida de conciencia y la intensidad de la estimulación quirúrgica (2).

Durante la anestesia, los pacientes son monitorizados para supervisar el estado hemodinámico y el efecto anestésico, según variables fisiológicas como la presión sanguínea, frecuencia cardíaca y respiratoria, movimiento de los ojos, aparición de lágrimas, entre otras (2). Aunque estas características son de utilidad para los anestesiólogos, no brindan información directa sobre la profundidad anestésica (2), por lo que existe un desafío en encontrar herramientas para medir en tiempo real dicha

profundidad, reducir la tasa de conciencia durante la cirugía y evitar efectos adversos que provoquen posible delirio o deterioro cognitivo, algo que puede ser más crítico en pacientes de edad avanzada (3). Una alternativa es el monitoreo de la respuesta cerebral a fármacos anestésicos mediante la electroencefalografía (4).

La electroencefalografía (EEG) es un registro de la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo, que permite monitorear la dinámica neuronal durante la anestesia (5,6). La señal EEG tiene características oscilatorias y su análisis suele realizarse en cinco bandas de frecuencias (6): delta (δ) ([0,5,4] Hz), theta (θ) ([4,8] Hz), alfa (α) ([8,13] Hz), beta (β) ([13,30] Hz) y gamma (γ) ([30,90] Hz). La actividad oscilatoria se modifica cuando cambia el estado de conciencia, por lo que su análisis cuantitativo (qEEG) es relevante para obtener biomarcadores de la profundidad anestésica (1,7). Los patrones se pueden describir en relación con tres períodos: inducción, mantenimiento y emergencia. Dichas variaciones en la actividad oscilato-

ria van a depender del tipo de medicamento y la edad del paciente (8).

Durante el periodo de inducción, bajas dosis de propofol incrementan la presencia de la banda beta en regiones frontales y disminuyen la banda alfa. Al final de este periodo hay pérdida de conciencia, también en esta etapa aparece el artefacto por movimiento ocular. Un aumento de la concentración de anestésico para mantener el estado de pérdida de conciencia implica oscilaciones en banda beta en regiones más extensas sobre el cuero cabelludo y también aumento de la banda alfa en los electrodos frontales respecto a los posteriores, fenómeno conocido como anteriorización del ritmo alfa o predominancia alfa (9,10), y este es el nivel óptimo para realizar la cirugía (9). Incrementos posteriores pueden llevar a la aparición de patrones de ráfaga-supresión en los que la característica principal es la alternancia de ritmos beta y alfa con aplanamiento de la señal. Para el proceso de recuperación, el EEG parece mostrar un patrón inverso al visto durante la pérdida de la conciencia, pero se debe resaltar que

hay diferencias marcadas que indican relación con un mecanismo neurobiológico diferente (9).

Existen distintos dispositivos que miden los cambios en el comportamiento de la señal EEG mediante algoritmos protegidos y cuantifican el grado de inconciencia del paciente (11). El sistema comercial más conocido es el índice bispectral (BIS), que evalúa cambios de conciencia a partir de los índices BetaRatio y SynchFastSlow, calculados como combinaciones de relaciones en diferentes bandas de frecuencias en el rango de 0,5 a 47 Hz (12). Sin embargo, no todos los dispositivos permiten obtener un trazado de la señal EEG para saber si está siendo afectada o no por fuentes de ruido presentes en un quirófano, y tampoco son aplicables para diferentes tipos de anestésicos, ya que cada dispositivo suele estar asociado a un algoritmo que es sensible a un fármaco específico (13).

Hay muchas preguntas sin respuesta con implicaciones clínicas que motivan a investigar la actividad EEG durante la anestesia, como los cambios asociados con la edad del paciente, especialmente variables en menores de 2 años o muy adultos (mayores a 65 años) (1,8). Adicionalmente, se desconoce con exactitud qué regiones cerebrales se deberían medir durante la anestesia, pues, aunque en la región frontal se evidencian cambios claros en el EEG por propofol, no ocurre lo mismo con el fármaco tiopental (14). Estos problemas evidencian la necesidad de disponer de herramientas que permitan la investigación en este campo, para obtener soluciones.

A pesar de que existen diferentes equipos de EEG para investigación, lo elevado de sus costos y el tamaño son limitaciones para hacer más extensivo el uso de la técnica en investigación en anestesia (7). Durante los últimos años se han logrado grandes avances en las tecnologías inalámbricas que han permitido la creación de sistemas portables para la adquisición de señales EEG (15). Estas nuevas tecnologías son de bajo costo, pequeñas y portátiles, lo cual es un factor importante en los entornos de cirugía, pues no se necesitaría realizar el registro en ambientes controlados ni durante largos tiempos para ubicar los electrodos (16,17).

En el presente artículo se plantea la posible utilidad de la herramienta de re-

gistro EEG portable OpenBCI (18), para la adquisición y almacenamiento de la actividad cerebral durante cirugía. El objetivo fue evaluar la capacidad de una tecnología EEG portable para adquirir ritmos cerebrales relacionados con el estado consciente y el estado de anestesia general de pacientes en cirugía anestesiados con propofol.

MÉTODOS

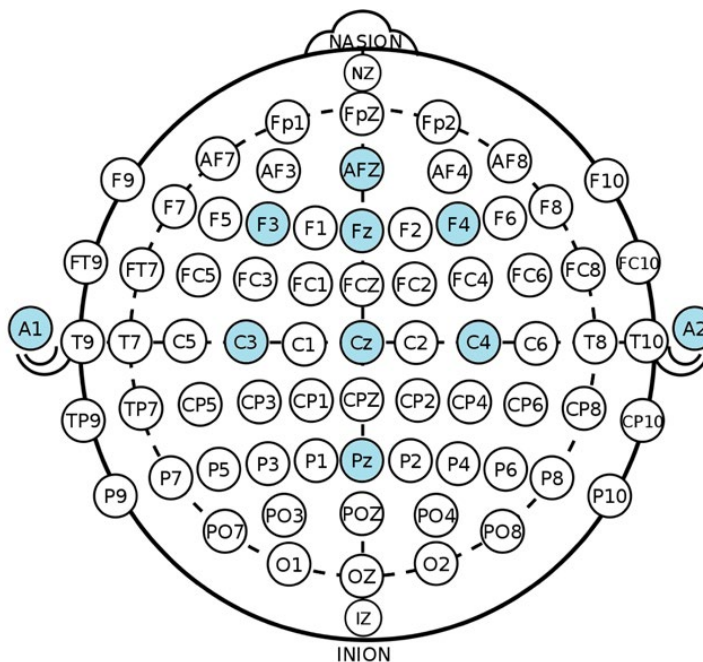
Se realizó un estudio observacional con 10 pacientes voluntarias con las cuales se construyó una base de datos de registros EEG. Las pacientes se sometieron a cirugías estéticas con propofol como medicamento anestésico y bajo una selección a conveniencia. Las pacientes fueron estudiadas mediante un diseño de corte transversal. La autorización se obtuvo mediante consentimiento informado, aprobado por el Comité de Ética e Investigación de la IPS Universitaria, de Medellín, Colombia, con el Acta 132 de marzo de 2019. Como criterio de inclusión y para evitar un sesgo de selección, se estableció la participación de pacientes sin distinción de sexo, candidatos a cirugías estéticas de corta a mediana duración, con

fármaco propofol, en un rango de edad entre 18 y 60 años.

Se excluyeron pacientes candidatos a cirugías estéticas en la zona de la cabeza o aquellas que involucraban movimientos excesivos del paciente, como liposucción y rinoplastia. Por tanto, las cirugías fueron de aumento o reconstrucción mamaria. Además, se excluyeron participantes con implantes metálicos en la cabeza o zonas cercanas, también aquellos con historial clínico no apto para el procedimiento y/o contraindicaciones al anestésico; personas con abuso de drogas, en embarazo, con alteraciones neurológicas, musculares, cardíacas, respiratorias, renales o hepáticas.

Para la adquisición de las señales se utilizó el equipo Cyton Biosensing Board de 8 canales (18) bajo el sistema internacional 10-10. Los electrodos se colocaron en las posiciones AFz, Fz, F3, F4, que hacen parte de la región frontal; para la región central se ubicaron en las posiciones Cz, C3, C4 y para la región parietal se ubicó un electrodo en Pz. Los electrodos A1 y A2 se fijaron cada uno en la apófisis mastoides (Figura 1), el primero como tierra (GND) y el segundo como referencia (REF). Para observar y almacenar las señales se utilizó el software OpenBCI Gui (19).

FIGURA 1. Montaje de electrodos para adquisición con el equipo OpenBCI.



Ubicación de los electrodos utilizados en el estudio bajo el sistema internacional 10-10. FUENTE: Autores.

Para realizar los registros, los pacientes se presentaron con el cabello limpio y seco, sin gel, crema o acondicionador. El personal de la institución estuvo al tanto de esta condición y de los criterios de inclusión para la viabilidad de los registros según la disponibilidad de cirujías, y fueron los encargados de coordinar la participación de los investigadores en las cirujías. Antes del procedimiento y una vez tomadas las medidas correspondientes del montaje para electroencefalografía, se limpió el cuero cabelludo con alcohol y gel dermoabrasivo en los sitios de ubicación de los electrodos, luego se rellenaron los mismos con crema conductora y se fijaron con microporo.

El registro EEG de cada paciente consistió en 3 partes:

1. La primera parte se realizó con la persona recostada y en reposo antes de entrar a cirugía. Se adquirieron dos registros, uno con ojos abiertos y otro con ojos cerrados, cada uno de 2 minutos de duración.
2. La segunda parte se grabó en el quirófano, se hicieron anotaciones de momentos importantes, como el inicio de la administración de propofol, así como también los primeros cortes con escalpelo y electrobisturí. La grabación se detuvo minutos después de esos primeros cortes.
3. La tercera parte se empezó a registrar luego del comienzo de la sutura al final de cirugía, a continuación se registra el inicio de la disminución de la administración del propofol hasta la recuperación parcial de la conciencia, teniendo como referencia la respuesta del paciente a preguntas básicas como: "¿Cómo se siente?" o "¿Siente algún dolor?"

A partir de la información registrada en cada canal, se seleccionaron parejas de electrodos para formar montajes bipolares y analizarlos de acuerdo con la disposición de zonas de interés en el cerebro. Se utilizaron los arreglos de electrodos F3 con respecto a Fz (F3-Fz) y F4 con respecto a Fz (F4-Fz), los cuales son 3 de los 4 electrodos ubicados en la región frontal que, según la literatura, corresponde a una zona de monitoreo de EEG en anestesia (20). Para los análisis se utilizaron librerías científicas

de Python 3.7: NumPy para manipulación de datos, Matplotlib para graficación y SciPy para el diseño de los filtros y el análisis en frecuencia (21).

Las ondas de mayor interés para el análisis fueron las ondas lentas (theta, alfa, beta) que orientan hacia la profundidad anestésica (7,20), en particular las ondas alfa. Se aplicaron dos filtros para adecuar las señales y atenuar ruidos externos, un filtro pasa-altas con frecuencia de corte de 3 Hz y un pasa-bajas con frecuencia de corte de 50 Hz, buscando eliminar la necesidad de filtrar la red eléctrica (60 Hz) y aun así contar con la contribución de la onda gamma filtrando las oscilaciones de alta frecuencia (gamma alta >50 Hz) que no dan información relevante para el estudio (7,20) y que son susceptibles a artefactos de alta frecuencia. Con la frecuencia de corte baja se busca evitar los ruidos que se pueden generar por pequeños movimientos o cambios de impedancia.

Luego de contar con las señales filtradas, se realizó una exploración visual de la señal de cada participante, en la cual se observaron las diferencias entre todos los sujetos bajo una misma línea de tiempo, evaluando por separado cada registro: antes, durante y al finalizar la cirugía. Para el análisis en el dominio de la frecuencia, se seleccionaron tres registros: ojos abiertos, ojos cerrados y bajo estado de anestesia. De los registros de ojos abiertos y cerrados se tomaron 50 segundos de cada estado; para el estado de anestesia se tomaron 800 segundos y con fines de comparación se separaron en 16 ventanas de 50 segundos cada una. Dichos datos se escogieron luego de 2 minutos de dar inicio a la administración del propofol buscando analizar registros bajo la acción del fármaco.

El espectro de potencia se calculó utilizando el método Welch (22) proporcionado por la librería Scipy en su módulo Signal de Python 3.7, con ventanas de 2 segundos y 1 segundo de solapamiento. Para cada sujeto se obtuvo la potencia de las diferentes bandas en ojos cerrados, ojos abiertos y anestesia. Para esta última, se trabajó con 16 mediciones de potencia en las diferentes bandas de frecuencia. El resultado del espectro de potencia fue normalizado debido al efecto de la impedancia de cada electrodo, para que el análisis fuera comparable entre sujetos. Se calculó la potencia relativa mediante la división de la potencia en cada banda de frecuencia respecto

a la suma de la potencia de todas las bandas, y multiplicando el resultado por 100 para expresarlo como porcentaje.

Análisis estadístico

Las comparaciones iniciales se hicieron de acuerdo con el tipo de registro: ojos abiertos, ojos cerrados y bajo anestesia. No se realizó una clasificación por grupos de las señales de los sujetos según sus descriptores sociodemográficos. Los resultados para las diferentes bandas y condiciones se exploraron usando descriptores estadísticos como la mediana y el rango intercuartílico.

Para analizar el efecto del fármaco en el trazado electroencefalográfico, se evaluó la diferencia entre reposo ojos cerrados y cada una de las 16 ventanas obtenidas durante anestesia usando la prueba t desarrollada por Glerean et al. (23) en la cual, la distribución nula se obtiene por medio de permutaciones (5.000 permutaciones). Este procedimiento se realizó para cada banda por lo que en cada ventana de comparación se hizo corrección para comparaciones múltiples usando la tasa de falso descubrimiento (FDR). Considerando la naturaleza exploratoria de este estudio, no se realizó estimación de tamaños de muestra.

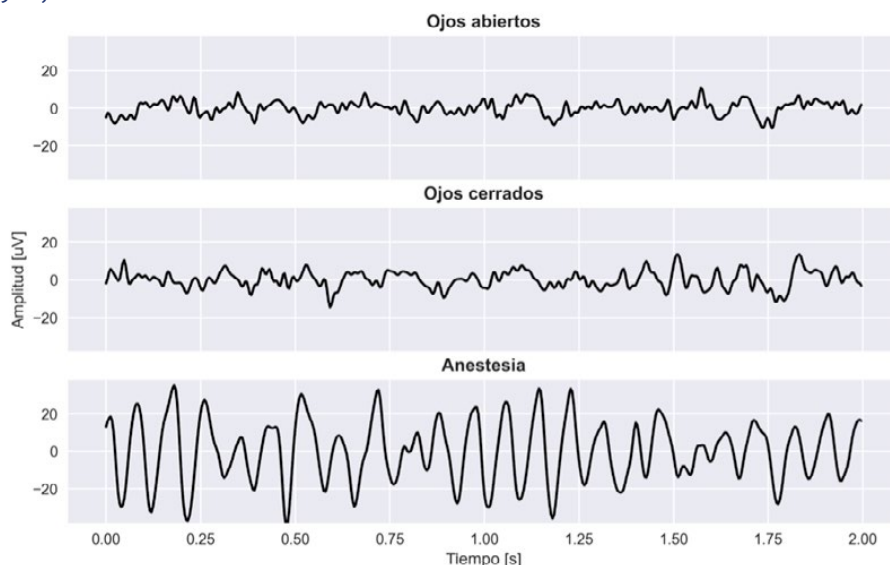
RESULTADOS

Se realizaron 10 registros de pacientes de sexo femenino con edad de 29,42 años (1 DE = 6,98 años). Una paciente fue excluida del análisis debido a que en el desarrollo de la cirugía los electrodos de referencia y tierra se soltaron, con la subsecuente pérdida de la señal EEG.

Evaluación de bandas de frecuencia

En la Figura 2 se observa la respuesta en el tiempo de los registros de una de las participantes en 3 momentos de interés: ojos abiertos, ojos cerrados y anestesia, cada uno de 2 segundos de duración. Estos registros muestran el comportamiento general de las señales adquiridas, para las cuales se obtuvo como tendencia cambios en la amplitud del voltaje y en la frecuencia de las oscilaciones al pasar de un estado a otro.

FIGURA 2. Señales adquiridas de una de las participantes del estudio en los estados consciente y bajo anestesia.



Representación gráfica de la señal EEG de una de las participantes del estudio en un tiempo de 2 segundos para los estados: ojos abiertos, ojos cerrados y bajo anestesia.

FUENTE: Autores.

TABLA 1. Contribución de potencia relativa de delta, theta, alfa, beta y gamma, en los arreglos F3-Fz y F4-Fz.

		Potencia relativa [mediana (Q1 - Q3)] [%]				
		Delta	Theta	Alfa	Beta	Gamma
F3 - Fz	Ojos abiertos	14,76 (8,38-26,49)	21,92 (14,07-31,17)	15,75 (8,71-26,33)	21,44 (14,66-27,15)	10,77 (5,53-20,20)
	Ojos cerrados	13,82 (7,55-21,77)	21,25 (12,85-29,47)	18,57 (10,67-27,11)	22,34 (15,73-29,32)	12,52 (7,00-21,31)
	Anestesia	13,00 (8,05-21,21)	19,03 (12,71-26,59)	35,25 (22,91-44,44)	23,53 (17,57-32,26)	1,11 (0,70-1,97)
F4 - Fz	Ojos abiertos	9,99 (6,69-15,06)	22,29 (15,42-31,85)	15,41 (9,46-25,70)	20,94 (15,50-26,55)	11,23 (6,72-18,7)
	Ojos cerrados	13,93 (7,57-23,56)	21,87 (15,40-30,40)	15,62 (8,98-26,68)	22,25 (17,55-26,61)	12,43 (7,83-20,71)
	Anestesia	11,71 (6,29-24,08)	18,79 (13,62-27,48)	32,49 (18,74-46,91)	19,09 (12,54-29,03)	1,11 (0,55-3,33)

FUENTE: Autores.

Para la condición “Anestesia” se observó mayor amplitud de la señal y disminución de la frecuencia de oscilación, en comparación con los momentos fuera de cirugía, “ojos abiertos” y “ojos cerrados”, en los que se presentaron menores amplitudes y oscilaciones más rápidas.

De manera cuantitativa, en la **Tabla 1** se presenta la mediana y los valores del cuartil uno y tres de las potencias relativas para ojos cerrados, ojos abiertos y anestesia, en el hemisferio izquierdo (arreglos F3-Fz) y en el hemisferio derecho (arreglo F4-Fz). En los arreglos se observó un incremento para alfa en la mediana mientras que en gamma se dio una disminución visiblemente progresiva con la anestesia. Los valores de las demás bandas delta, theta y beta no presentaron cambios considerables.

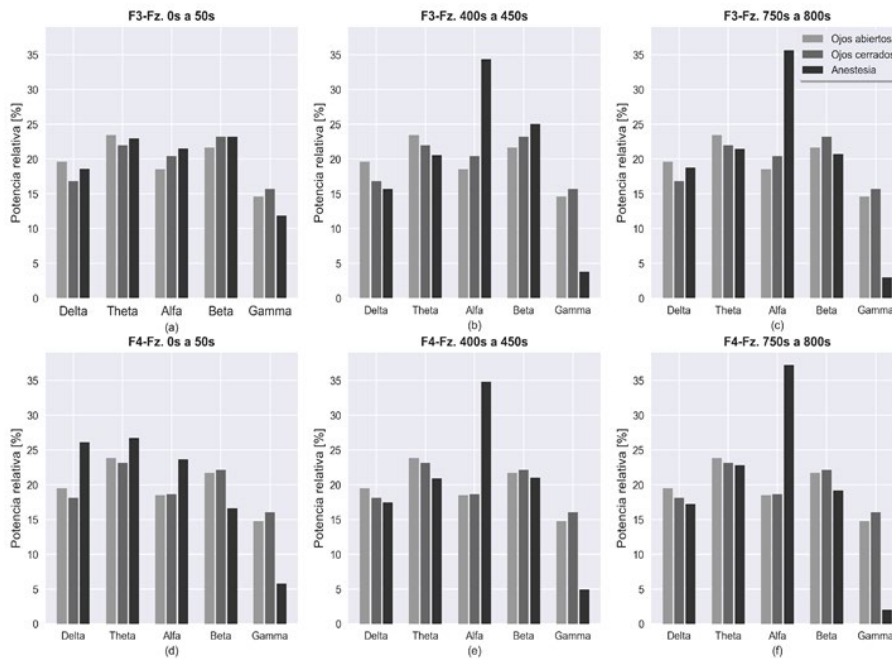
La **Figura 3** presenta los resultados de las potencias relativas para las diferentes bandas de frecuencia en 3 de las 16 ventanas de tiempo obtenidas durante la anestesia. Las filas indican los arreglos de electrodos frontales F3-Fz y F4-Fz, y las columnas las tres ventanas: al inicio, en la mitad y al final de los datos analizados. La figura ilustra las diferencias entre los tiempos y las condiciones de ojos abiertos y ojos cerrados obtenidas antes de la cirugía.

En la primera columna no se presentan muchas diferencias entre las bandas en anestesia con respecto a los estados fuera de cirugía. Sin embargo, en F4-Fz se obtuvo un aumento de la potencia en las bandas delta, theta y alfa al inicio de la anestesia y una disminución en beta. En ambos hemisferios no se observaron diferencias relevantes entre los estados fuera de cirugía.

Bajo el estado de anestesia, a los 400 y a los 750 segundos, respectivamente, se apreció para ambos hemisferios que alfa cambió considerablemente respecto a los primeros 50 segundos, mostrando un pico que sobresale respecto al aporte del resto de bandas. Para altas frecuencias, en este caso las bandas beta y gamma, se presentó una disminución a medida que avanzó el tiempo, y fue la de gamma la más significativa.

En la **Tabla 2** se presentan los resultados de la comparación estadística de las poten-

FIGURA 3. Potencia relativa de las bandas de frecuencia en los estados consciente y bajo anestesia, para ambos hemisferios.



Gráfica de la potencia relativa para los arreglos F3-Fz y F4-Fz, de las bandas de frecuencia en los estados de ojos cerrados, ojos abiertos y anestesia con 50 segundos de análisis cada uno. Las columnas de la gráfica indican ventanas de tiempo para el estado de anestesia de 0 a 50 segundos, 400 a 450 segundos y 750 a 800 segundos.

FUENTE: Autores.

TABLA 2. Resultados de las comparaciones estadísticas*.

Ventanas de tiempo	F3 - Fz					F4 - Fz				
	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gamma	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gamma
1	+	Ns	Ns	Ns	-	Ns	Ns	Ns	Ns	Ns
2	Ns	Ns	Ns	Ns	-	Ns	Ns	Ns	Ns	Ns
3	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	Ns	+	Ns
4	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	-	Ns	+	Ns
5	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	-	Ns	+	Ns
6	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	-	Ns	+	Ns
7	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
8	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	Ns
9	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
10	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
11	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
12	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
13	Ns	-	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
14	Ns	-	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-
15	Ns	Ns	+	-	-	Ns	Ns	+	Ns	-
16	Ns	Ns	+	Ns	-	Ns	Ns	+	Ns	-

* $p < 0,05$ corregido por FDR en cada ventana.

Notas: El signo '+' indica que los valores obtenidos durante anestesia fueron mayores que los adquiridos en ojos cerrados. El signo '-' indica que los valores obtenidos durante anestesia fueron menores que los adquiridos en ojos cerrados. 'Ns' indica que no hubo diferencia significativa.

FUENTE: Autores.

cias relativas obtenidas en la condición de ojos cerrados y en cada una de las 16 ventanas bajo anestesia. Se verificaron los cambios en la banda alfa durante la mayor parte de las ventanas y de manera continuada, efecto que fue más notorio para el hemisferio izquierdo. En este mismo hemisferio hubo una reducción constante de la banda gamma. Se observó una tendencia similar para el hemisferio derecho, aunque en un menor número de ventanas.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos con el equipo portable demuestran que se puede adquirir una señal EEG en un entorno quirúrgico; permitió capturar los cambios de amplitud y frecuencia típicos reportados en anestesia, esto es, ondas con mayor amplitud y menor frecuencia en comparación con el reposo (9,24). Además, con el paciente anestesiado, el 95 % de las ondas presentes son delta, theta y alfa, con predominio de alfa, como se mencionó (3), y se disminuye la potencia en los ritmos beta y gamma.

Adicionalmente, hay una variación en las bandas de frecuencia cuando se cambia de un estado consciente relajado a un estado de inconciencia por efecto del fármaco anestésico (Tabla 1 y Figura 3). Este cambio se da principalmente por la reducción de la contribución de la banda beta y el aumento de la contribución de la banda alfa.

El cambio en la banda alfa pudo ser cuantificado estadísticamente, y se encontró que el aumento era significativo en el hemisferio izquierdo a partir de los cinco minutos de la administración del fármaco propofol. A ese mismo tiempo se encuentran diferencias en el hemisferio derecho, pero en la banda beta, por lo que se requirieron tres minutos más para que el patrón alfa fuera estadísticamente significativo. Los cambios entre bandas se pueden deber al uso de potencias relativas, pues al calcular proporciones el cambio en una banda altera los porcentajes de las otras bandas, en lugar de usar potencias absolutas como se ha hecho en otros estudios previos (10). El cálculo de las potencias absolutas introduce una fuente de variación relacionada con las diferencias de impedancia entre sujetos, varianza que no es posible capturar con la limitada muestra del presente estudio, pero que se podría evaluar a medida que se aumente el número de sujetos registrados.

El alcance de este estudio fue evaluar la predominancia alfa durante el mantenimiento de la anestesia, por lo tanto, en los filtros aplicados se optó por limitar el análisis de la banda delta a conveniencia, para evitar los ruidos de baja frecuencia; esto debe ser analizado en estudios futuros dado que las oscilaciones en el rango más bajo de delta están presentes en estado de inconciencia (7). Por otro lado, al no trabajar bajo un ambiente controlado (como el de un laboratorio) se pudieron haber adquirido algunos artefactos en los registros, principalmente en las ondas delta y gamma que son las más susceptibles debido a la frecuencia de estos, pero que en su mayoría se trataron de eliminar con el filtrado.

Aunque se intentó controlarlo, hubo un potencial sesgo de selección (25). Los casos fueron de sexo femenino bajo una reco-

lección a conveniencia y no por un proceso aleatorio. Se escogieron solo las personas que querían participar, cuando la cirugía fue apta y cuando la persona cumplía con las condiciones para realizarse el registro. Además, debido a la disponibilidad del tipo de cirugía, el fármaco utilizado y el tiempo de ejecución del proyecto, la muestra no se pudo ampliar. Próximos registros podrían realizarse con pacientes de sexo masculino y en otros rangos de edad para mejorar la validez. También se puede explorar la posibilidad de aumentar la duración del registro cuando la persona comienza a recobrar la conciencia luego de la cirugía, para llevar un monitoreo más completo del paciente durante ese periodo de transición.

Respecto a las tecnologías portables, actualmente se cuenta con investigaciones y trabajos basados en este tipo de adquisición de EEG para diagnóstico. En un estudio realizado por Igor Fridman et al. (26), se utilizó tecnología portable con electrodos secos para registrar pacientes neonatos para el diagnóstico de convulsiones, con facilidad en la ubicación de electrodos, sin lesiones en la piel, durante una hora de grabación y reducción en susceptibilidad por interferencia electrónica externa (26). Por otro lado, Martin G. Bleichner y Stefan Debener (27) proponen el concepto de EEG transparente, un tipo de tecnología portable casi invisible que utiliza una matriz de sensores flexibles, conectada a un amplificador portable para buscar un mínimo de interrupción de las actividades diarias de un usuario, mediante una adquisición discreta de EEG desde los alrededores del oído y registros continuos significativos (27).

Dichos estudios acercan a las tecnologías portables EEG que permiten registrar fuera de un laboratorio y que cuentan cada vez más con diseños ergonómicos y cómodos (27). Se han encontrado estudios pilotos para el uso de tecnologías EEG portable en el monitoreo de pacientes neurológicos en entornos domésticos (28), pero no se ha encontrado ningún estudio que haya evaluado equipos portables en anestesia, y puede ser este el primer trabajo que des-

criba resultados de la detección de la predominancia alfa usando EEG portable y de bajo costo.

Como trabajo a futuro, se abre la posibilidad del enfoque del pico alfa para la diferenciación entre estados de conciencia utilizando este equipo portable. Sin embargo, una alternativa a los algoritmos basados en el análisis en el dominio de la frecuencia son aquellos basados en la teoría de la información, que capturan la pérdida de complejidad en la señal EEG (29) dado el aumento en la regularidad del EEG durante la anestesia (5). Los algoritmos basados en la teoría de la información tienen un mejor desempeño para distinguir si el paciente se encuentra consciente o inconsciente y reflejan mejor los diferentes niveles de anestesia general (27,29-31). Con la base de datos obtenida se abre la posibilidad de investigar el desempeño de estas medidas a partir de la señal adquirida con el equipo OpenBCI.

RECONOCIMIENTOS

Contribuciones de los autores

VGG y DLL: Registro de señales EEG, programación de rutinas de procesamiento y análisis de resultados.

CSR, SRA, EMC y JDML: Apoyo en registro de señales EEG y en análisis de los resultados.

FJGO: Análisis de los resultados y coordinación del equipo de residentes de anestesiología.

JFOG: Coordinación del equipo de ingenieros, adecuación de los algoritmos de procesamiento y análisis de los resultados.

Asistencia para el estudio

Ninguna declarada.

Apoyo financiero y patrocinio

Ninguno declarada.

Conflictos de interés

Ninguno declarado.

Presentaciones

Ninguna declarada.

Agradecimientos

A la IPS Universitaria para la realización del proyecto "Desarrollo de una herramienta de software para medición en tiempo real de correlatos electrofisiológicos de la profundidad anestésica inducida por el fármaco propofol".

REFERENCIAS

- Al-Kadi MI, Reaz MBI, Mohd Ali MA. Evolution of electroencephalogram signal analysis techniques during anesthesia. *Sensors (Switzerland)*. 2013;13(5):6605-35. doi: <https://doi.org/10.3390/s130506605>.
- David Whyte S, Driscoll Booker P. Monitoring depth of anaesthesia by EEG. *BJA CEPD Reviews*. 2003;3(4): 106-10. doi: <https://doi.org/10.1093/bjacepd/mkg106>
- García-Colmenero DIG, Zorrilla-Mendoza DJG. Electroencefalografía para el anestesiólogo, consideraciones clínicas. *Revista Mexicana de Anestesiología*. 2018;41:39-43.
- Chan MTV, Hedrick TL, Egan TD, García PS, Koch S, Purdon PL, et al. American Society for Enhanced Recovery and Perioperative quality initiative joint consensus statement on the role of neuromonitoring in perioperative outcomes: Electroencephalography. *Anesth Analg*. 2020;130(5):1278-91. doi: <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000004502>.
- Marchant N, Sanders R, Sleight J, Vanhau-denhuysse A, Bruno MA, Brichant JF, et al. How electroencephalography serves the anesthesiologist. *Clin EEG Neurosci*. 2014;45(1):22-32. doi: <https://doi.org/10.1177/1550059413509801>.
- Buzsáki G, Anastassiou CA, Koch C. The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes. *Nat Rev Neurosci*. 2012;13(6):407-20. doi: <https://doi.org/10.1038/nrn3241>.
- Purdon PL, Sampson A, Pavone KJ, Brown EN. Clinical Electroencephalography for Anesthesiologists: Part I: Background and Basic Signatures. *Anesthesiology*. 2015;123(4):937-60. doi: <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000000841>.
- Cascella M. Mechanisms underlying brain monitoring during anesthesia: Limitations, possible improvements, and perspectives. *Korean Journal of Anesthesiology* 2016;69:113-20. doi: <https://doi.org/10.4097/kjae.2016.69.2.113>.
- Hagihira S. Changes in the electroencephalogram during anaesthesia and their physiological basis. *British J Anaesthesia*. 2015;115:27-31. doi: <https://doi.org/10.1093/bja/aev212>.
- Gugino LD, Chabot RJ, Prichep LS, John ER, Formanek V. Quantitative EEG changes associated with loss and return of consciousness in healthy adult volunteers anaesthetized with propofol or sevourane. *Br J Anaesth*. 2001;87(3):421-8. doi: <https://doi.org/10.1093/bja/87.3.421>.
- Kreuzer M. EEG based monitoring of general anesthesia: Taking the next steps. *Front Comput Neurosci*. 2017;11:1-7. doi: <https://doi.org/10.3389/fncom.2017.00056>.
- Rampill IJ. A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology*. 1998;89(4):980-1002. doi: <https://doi.org/10.1097/0000542-199810000-00023>.
- Purdon PL, Sampson A, Pavone KJ, Brown EN. Clinical Electroencephalography for Anesthesiologists: Part I: Background and Basic Signatures. *Anesthesiology*. 2015;123(4):937-60. doi: <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000000841>.
- Alkire MT, Hudetz AG, Tononi G. Consciousness and anesthesia. *Science*. 2008;322:876-80. doi: <https://doi.org/10.1126/science.1149213>.
- Minguillón J, Morillas C, Pelayo F, López-Gordo MÁ. Sistema BCI multiusuario. *Cogn Area Networks*. 2017;4(1):49-53.
- di Fronso S, Fiedler P, Tamburro G, Haueisen J, Bertollo M, Comani S. Dry EEG in sports sciences: A fast and reliable tool to assess individual alpha peak frequency changes induced by physical effort. *Front Neurosci*. 2019;13:1-12. doi: <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00982>.
- O'Sullivan M, Temko A, Bocchino A, O'Mahony C, Boylan G, Popovici E. Analysis of a low-cost EEG monitoring system and dry electrodes toward clinical use in the neonatal ICU. *Sensors (Switzerland)*. 2019;19(11). doi: <https://doi.org/10.3390/s19112637>.
- Chang Y, Esteban D, Bustamante G, Dizon J, Pérez E, Cervantes I, et al. Feature extraction and signal processing of open-source brain-computer a signal processing tool for openBCI tool descriptions. 2016.
- Brunner C, Andreoni G, Bianchi L, Blankertz B, Breitwieser C, Kanoh S, et al. BCI Software Platforms. 2012;303-31. doi: https://doi.org/10.1007/978-3-642-29746-5_16.
- Murphy M, Bruno MA, Riedner BA, Boveroux P, Noirhomme Q, Landsness EC, et al. Propofol anesthesia and sleep: A high-density EEG study. *Sleep*. 2011;34(3). doi: <https://doi.org/10.1093/sleep/34.3.283>.
- Johansson R. Numerical python: Scientific computing and data science applications with numpy, SciPy and matplotlib, Second edition. Numerical Python Scientific Computing and Data Science Applications with Numpy, SciPy and Matplotlib, Second Edition. 2018. 1-700 p. doi: https://doi.org/10.1007/978-1-4842-4246-9_1.
- Welch PD. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time aver. aging over short, modified periodograms. *IEE Trans audio Electroacoust*. 1967;AU-15(2):70-3. doi: <https://doi.org/10.1109/TAU.1967.1161901>.
- Glerean E, Pan RK, Salmi J, Kujala R, Lahnakoski JM, Roine U, et al. Reorganization of functionally connected brain subnetworks in high-functioning autism. *Hum Brain Mapp*. 2016;37(3):1066-79. doi: <https://doi.org/10.1002/hbm.23084>.
- Percival DB, Walden AT, B PD, T WA. Spectral analysis for physical applications [Internet]. Cambridge University Press; 1993. doi: <https://doi.org/10.1017/CBO9780511622762>.
- Manterola C, Otzen T. Bias in clinical research. *Int J Morphol*. 2015;33(3):1156-64. doi: <https://doi.org/10.4067/S0717-95022015000300056>.
- Fridman I, Cordeiro M, Rais-Bahrami K, McDonald NJ, Reese JJ, Massaro AN, et al. Evaluation of dry sensors for neona-

- tal EEG recordings. *J Clin Neurophysiol.* 2016;33(2):149-55. doi: <https://doi.org/10.1097/WNP.000000000000237>.
27. Bleichner MG, Debener S. Concealed, unobtrusive ear-centered EEG acquisition: Cee grids for transparent EEG. *Front Hum Neurosci.* 2017;11:1-14. doi: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00163>.
28. Neumann T, Baum AK, Baum U, Deike R, Feistner H, Hinrichs H, et al. Diagnostic and therapeutic yield of a patient-controlled portable EEG device with dry electrodes for home-monitoring neurological outpatients-rationale and protocol of the HOMEONE pilot study. *Pilot Feasibility Stud.* 2018;4(1). doi: <https://doi.org/10.1186/s40814-018-0296-2>.
29. Lizier JT. JIDT: An information-theoretic toolkit for studying the dynamics of complex systems. *Front Robot AI.* 2014;1:1-20. doi: <https://doi.org/10.3389/frobt.2014.00011>.
30. Jordan D, Stockmanns G, Kochs EF, Pilge S, Schneider G. Electroencephalographic order pattern analysis for the separation of consciousness and unconsciousness. *Anesthesiology.* 2008;109(6):1014-22. doi: <https://doi.org/10.1097/ALN.0b013e31818d6c55>.
31. Bruhn J, Röpcke H, Hoefft A. Approximate entropy as an electroencephalographic measure of anesthetic drug effect during desflurane anesthesia. *Anesthesiology.* 2000;92(3):715-26. doi: <https://doi.org/10.1097/00000542-200003000-00016>.