



**UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA**

**ESTRATEGIA DE PROGRAMACIÓN EN PARALELO
ORIENTADA AL DESARROLLO DE UNA
HERRAMIENTA PARA EL PROCESAMIENTO EN
TIEMPO REAL DE SEÑALES
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN CIRUGÍAS CON
ANESTESIA GENERAL**

Autores:

Daniel Loaiza López
Veronica Gaviria García

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Medellín, Colombia
2020



HERRAMIENTA PARA EL PROCESAMIENTO EN TIEMPO REAL DE
SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN CIRUGÍAS CON ANESTESIA
GENERAL

Por:

Daniel Loaiza López
Veronica Gaviria García

Trabajo de investigación presentado como requisito parcial para optar al título de:
Bioingeniero(a)

Asesores:

John Fredy Ochoa Gómez, PhD
Francisco Javier Gómez Oquendo, Md

Línea de Investigación:

Nombrar la línea de investigación en la que se enmarca la tesis o trabajo de
investigación

Grupo de Investigación:

Grupo de Neuropsicología y Conducta

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Medellín, Colombia
2020.

Tabla de Contenido

1. RESUMEN	4
1.1. Abstract.....	4
2. INTRODUCCIÓN.....	6
3. OBJETIVOS.....	8
3.1. General	8
3.2. Específicos.....	8
4. MARCO TEÓRICO	9
4.1. Anestesia.....	9
4.2. Anestesia General.....	9
4.3. Propofol.....	9
4.4. Monitoreo durante cirugía	10
4.5. Bandas de frecuencia.....	10
4.6. Monitoreo basado en EEG	10
4.7. Programación en paralelo.....	11
4.8. Programación en paralelo con Python.....	11
5. METODOLOGÍA	13
5.1. Protocolo de registro.....	13
5.2. Adquisición de señales EEG	14
5.3. Procesamiento de los registros EEG	15
5.3.1. Montajes.....	15
5.3.2. Etapa de preprocesamiento	15
5.3.3. Etapa de pos-procesamiento.....	16
5.4. Evaluación de técnicas de programación en paralelo	17
5.5. Diseño de plataforma para visualización.....	19
6. RESULTADOS Y ANÁLISIS	20
6.1. Registros de la base de datos	20
6.2. Identificación de índices	27
6.2.1. Evaluación de bandas para cada montaje.....	28
6.2.2. Evaluación de Alfa para cada hemisferio.....	30
6.2.3. Proporción cuantitativa de las bandas de frecuencia bajo los efectos de anestesia.	32
6.3. Programación en paralelo.....	33
6.4. Plataforma para adquisición y procesamiento de datos	34
8. CONCLUSIONES.....	36
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	37
10. ANEXOS	38

1. RESUMEN

Las herramientas que permitan diferenciar el estado de consciencia de un paciente bajo los efectos de anestesia son de gran ayuda en el ámbito clínico, pues los anestesiólogos durante cirugía deben encargarse de suministrar dosis prudentes de fármaco según los requerimientos del paciente. Por lo que contar con indicios del estado de consciencia del mismo resulta ser un apoyo importante para supervisar que los efectos de la anestesia deseados se mantengan durante todo el procedimiento. En este estudio se desarrolló una plataforma para el procesamiento en tiempo real y almacenamiento de registros EEG de pacientes sometidos a anestesia general, que sirva como base para el desarrollo posterior de una herramienta de apoyo para diferenciar la profundidad anestésica de un paciente. Por tal motivo, se generó una base de datos con registros EEG de 11 pacientes adultos-jóvenes de sexo femenino que fueron sometidos a anestesia general con fármaco propofol. Sobre dicha base de datos, se realizó un análisis espectral que permitió diferenciar el reposo ojos cerrados consciente del estado de anestesia según la actividad eléctrica cerebral respecto al aporte de las bandas de frecuencias: alfa, beta, theta, delta y gamma, con enfoque en un arreglo de electrodos ubicados en la zona frontal. Además, se evaluaron técnicas de paralelismo con el fin de lograr un mayor acercamiento al procesamiento en tiempo real de la información. Con los resultados de la evaluación fue relevante que la cantidad de datos a procesar fuera tal que se logre justificar la implementación de dichas técnicas para una mejora notable en la velocidad de procesamiento, y que para este estudio por cuestiones de diseño para la cantidad de datos fijados en la ventana de muestreo final, el uso de la paralelización de procesos no representa una ventaja en comparación a la ejecución en serie del algoritmo diseñado.

1.1. *Abstract*

Medical device that allow to differentiate the state of consciousness of a patient under the effects of anesthesia are of great help in the clinical setting, since anesthesiologists must be in charge of providing a prudent dose of drug according to the patient's requirements, so count on indications of the state of consciousness of the same turns out to be an important support to monitor that the effects of anesthesia desired are maintained throughout the procedure. In this study, a platform was developed for real-time processing and storage of EEG records of patients undergoing general anesthesia, which serves as the basis for the subsequent development of a support tool to differentiate the anesthetic depth of a patient. For this reason, a database with EEG records of 11 adult-young female patients who underwent general anesthesia with propofol drug was generated. On this database, a spectral analysis was carried out that allowed us to differentiate the closed eyes rest conscious of the state of anesthesia according to the cerebral electrical activity with respect to the contribution of the frequency bands: alpha, beta,

theta, delta and gamma, with a focus on an array of electrodes located in the frontal zone. In addition, parallelism techniques were evaluated in order to achieve a closer approach to real-time information processing. With the results of the evaluation it was relevant that the amount of data to be processed was such that it was possible to justify the implementation of these techniques for a notable improvement in the processing speed, and that for this study due to design issues for the amount of data fixed in the final sampling window, the use of process parallelization does not represent an advantage compared to the serial execution of the designed algorithm.



2. INTRODUCCIÓN

Desde el siglo diecinueve la anestesia ha sido una herramienta de gran ayuda para los cirujanos, ya que gracias a ella se pueden llevar a cabo cirugías que en condiciones normales sería imposible que se realicen por el sufrimiento que representan ciertas intervenciones quirúrgicas para el paciente (Moreno, 2012). Por tanto, se hace necesario recurrir a medios que puedan dar indicio que la persona está bajo los efectos de anestesia deseados. Una alternativa tentativa para tal fin, es el estudio de los cambios en la actividad eléctrica cerebral a través del uso de electroencefalografía (EEG).

El análisis de la actividad cerebral con EEG en el campo de la anestesiología, se ha podido aplicar en la evaluación automática de la profundidad de la anestesia (DOA, por sus siglas en inglés), lo cual representa diversas ventajas para los anestesiólogos, como es el hecho de poder obtener información del estado de consciencia del paciente, que le permita tener mayor control en el uso de los anestésicos, y así buscar disminuir episodios de incidencia de consciencia durante cirugía (Kortelainen & Seppänen, 2013). Además, de que lo anterior puede llevar a que se presente una recuperación de consciencia menos traumática y/o rápida en el postoperatorio.

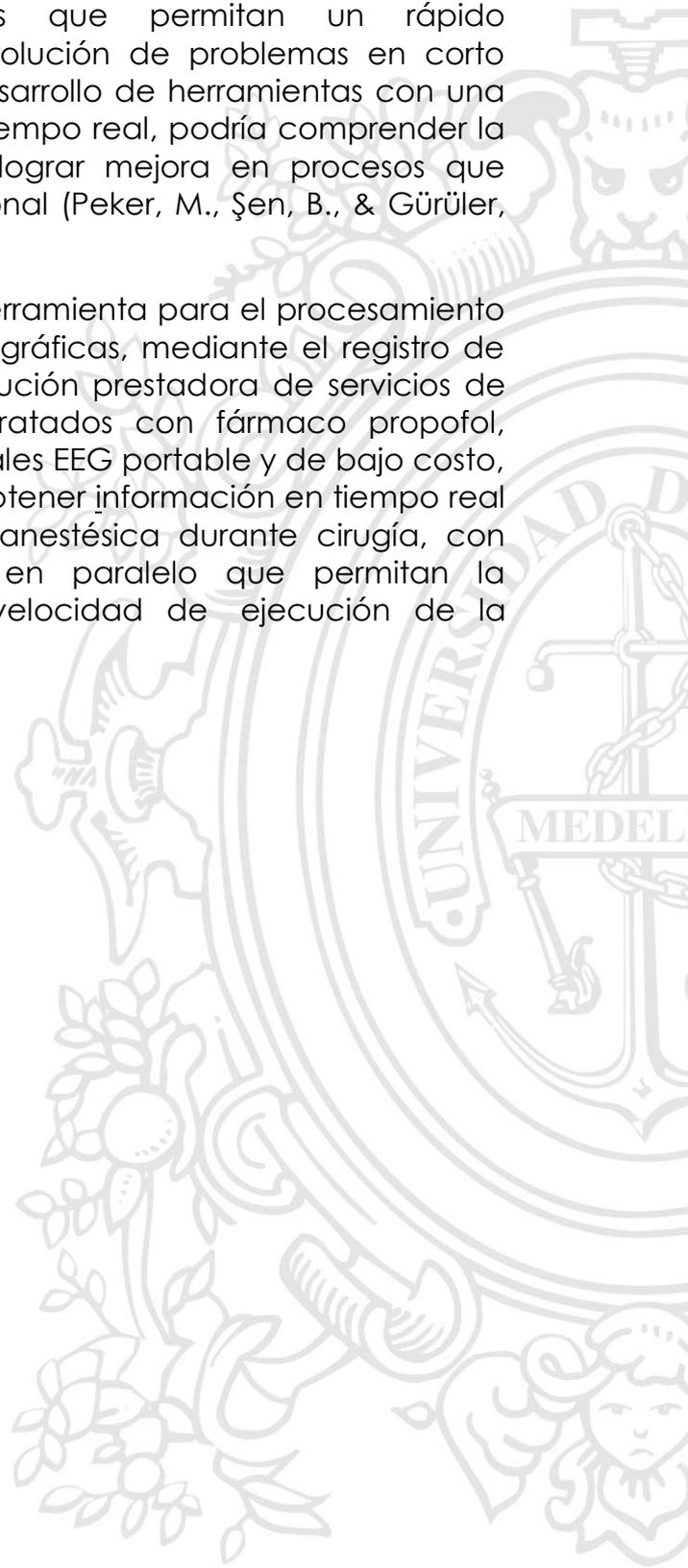
El seguimiento de la profundidad de la anestesia con EEG se basa en relacionar variaciones características que se presentan en las bandas de frecuencia de la señal eléctrica cerebral, debido a la aplicación de anestésicos en el paciente (Kortelainen & Seppänen, 2013). Es así que se ha reportado que durante los efectos de la anestesia con propofol la actividad cerebral que relaciona a la onda alfa, presenta una disminución progresiva en la región occipital de la cabeza, mientras que tiene un aumento importante en la región frontal (Kreuzer, 2017).

A nivel comercial, desde finales de los años noventa se cuenta con el primer monitor automático para la profundidad de la anestesia basado en EEG: el índice Biespectral (BIS, por sus siglas en inglés). Este tipo de herramientas tienen como fundamento buscar relacionar los cambios en la actividad del EEG de altas a bajas frecuencias con índices que permitan relacionar el estado de consciencia del paciente durante cirugía (Kortelainen & Seppänen, 2013).

A pesar de la gran utilidad que tienen los dispositivos de monitoreo basados en EEG, éstos presentan baja sensibilidad a estímulos nocivos respecto al análisis de la información que se podría obtener directamente del registro de la señal sin procesar, en la cual sea posible observar cambios importantes en el comportamiento de la señal EEG a medida que aumenta la concentración de la anestesia aplicada. A partir de lo anterior, se busca aumentar la posibilidad de conocer información de interés del paciente mediante el análisis de registros EEG que puede ser relevante al momento de valorar el estado anestésico del mismo durante cirugía (Hagihira, 2015).

En cuanto al área de la anestesia, la identificación de niveles anestésicos con procesos que involucren una respuesta rápida es un punto crítico para desarrollos en la misma. Del mismo modo, en el campo biomédico de procesamiento de señales, algoritmos que permitan un rápido procesamiento son importantes para la solución de problemas en corto tiempo. Una alternativa de interés para desarrollo de herramientas con una respuesta rápida para procesamiento en tiempo real, podría comprender la programación en paralelo en miras de lograr mejora en procesos que involucren un alto rendimiento computacional (Peker, M., Şen, B., & Gürüler, H., 2015).

Con este proyecto se busca diseñar una herramienta para el procesamiento en tiempo real de señales electroencefalográficas, mediante el registro de pacientes del centro IPS Universitaria (institución prestadora de servicios de salud de la Universidad de Antioquia) tratados con fármaco propofol, usando un equipo para adquisición de señales EEG portable y de bajo costo, la cual sirva como apoyo para generar y obtener información en tiempo real que ayude a interpretar la profundidad anestésica durante cirugía, con apoyo de técnicas de programación en paralelo que permitan la evaluación de posibles mejoras en la velocidad de ejecución de la plataforma.



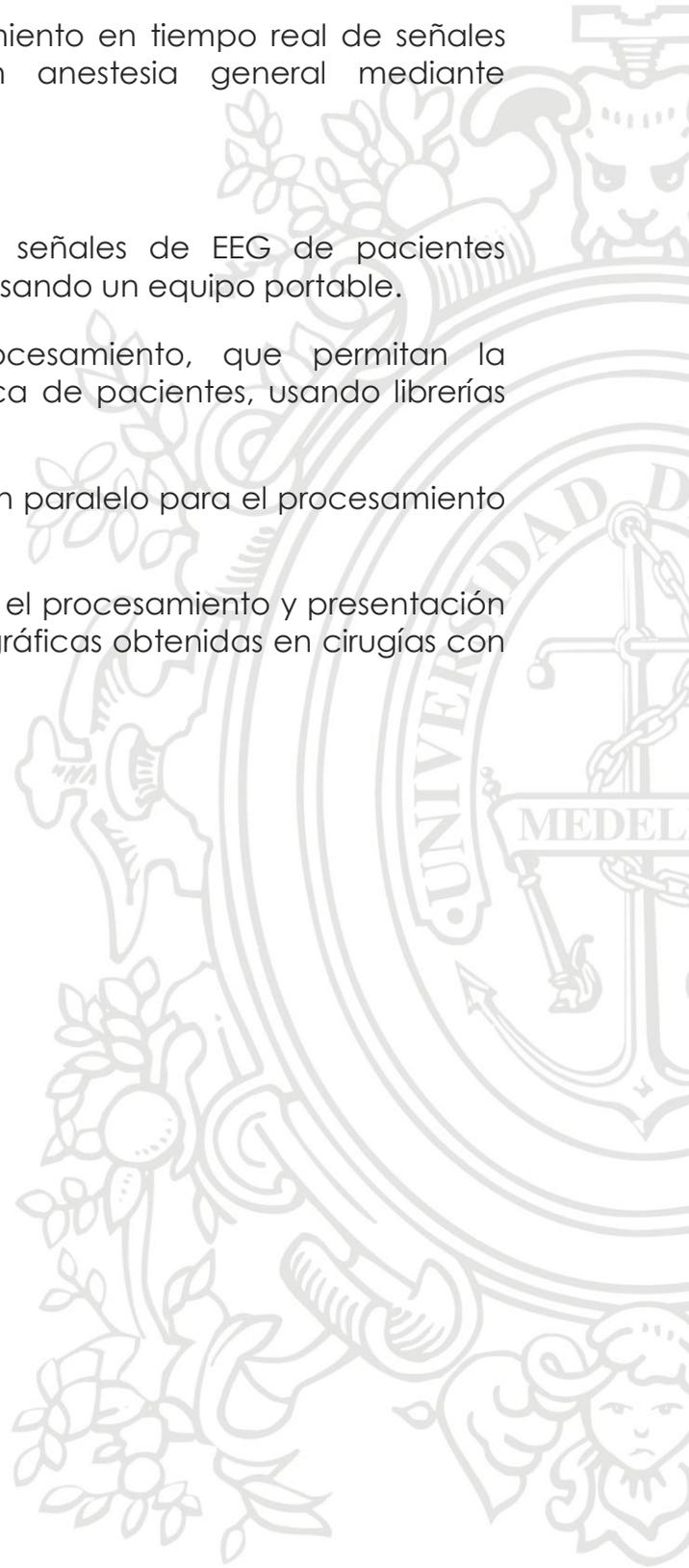
3. OBJETIVOS

3.1. General

Diseñar una herramienta para el procesamiento en tiempo real de señales electroencefalográficas en cirugías con anestesia general mediante técnicas de programación en paralelo.

3.2. Específicos

- Generar una base de datos de señales de EEG de pacientes sometidos a cirugía con anestesia general usando un equipo portable.
- Implementar algoritmos de procesamiento, que permitan la diferenciación de la profundidad anestésica de pacientes, usando librerías científicas de Python
- Evaluar técnicas de programación en paralelo para el procesamiento en tiempo real de señales de EEG.
- Diseñar una plataforma que permita el procesamiento y presentación en tiempo real de señales electroencefalográficas obtenidas en cirugías con uso de anestesia general.



4. MARCO TEÓRICO

4.1. Anestesia

La anestesia permite que el paciente experimente ausencia de sensibilidad para estímulos de temperatura, dolor, táctiles, entre otros. En particular, durante cirugía tiene relevancia como método para aliviar el dolor, y es inducida a través de medicamentos u otras intervenciones (Lebedinskii and Kovalenko, 2018). En la actualidad se cuenta con 4 tipos de anestesia: local, sedación, regional y general. Los medicamentos que se suelen utilizar para llevarla a cabo se clasifican en diferentes grupos como: opioides agonistas y antagonistas, relajantes musculares, anticolinesterasas y anticolinérgicos, agente de inducción, agentes inhalados, ansiolíticos, antieméticos, agentes vasoactivos, anestesia local, entre otros (Kortelainen & Seppänen, 2013).

4.2. Anestesia General

La anestesia general es un estado de inconsciencia reversible farmacológicamente inducido, que logra mantenerse a pesar de estímulos nocivos. Su aplicación se realiza por medio de agentes intravenosos y/o inhalatorios. Consta de cuatro fases: inducción, mantenimiento, emergencia y recuperación (Raymer, 2013).

En el periodo de inducción, una dosis de fármaco anestésico lleva al paciente a un estado de sedación, en el que se encuentra tranquilo y permanece con los ojos cerrados, además se le puede despertar de manera fácilmente. A medida que se aumenta la dosis del fármaco, aparece un patrón respiratorio que se vuelve cada vez más irregular, al final de la inducción se intuba generalmente el paciente.

En el periodo de mantenimiento, se busca que el efecto del anestésico y los relajantes musculares se mantenga durante la intervención quirúrgica, para tal hecho se utilizan sistemas de perfusión en el caso de anestesia intravenosa. Como última fase, en el periodo de recuperación se va disminuyendo la administración del hipnótico permitiendo así que el paciente vaya recuperando progresivamente su estado de vigilia.

4.3. Propofol

Los agentes de inducción son drogas que se aplican de manera intravenosa según la dosis correspondiente, y ocasionan una pérdida de consciencia rápida (Lupton & Pratt, 2008). El propofol es un agente de inducción de acción corta, sus efectos duran entre 5 y 8 minutos luego de una sola dosis aplicada, y empieza a actuar aproximadamente después de 30 segundos. Su eliminación del cuerpo se presenta en un plazo de tiempo corto, siendo metabolizado por el hígado y sitios extrahepáticos, para luego ser secretado por el riñón (Lupton & Pratt, 2008; Raymer, 2013).

4.4. Monitoreo durante cirugía

Durante los procedimientos quirúrgicos se debe monitorear al paciente para asegurar que la anestesia aplicada esté provocando el efecto buscado en la intervención, para lo cual se puede tener un indicio de ello por medio del mantenimiento de la homeostasis del paciente. De este modo, los quirófanos están dotados con herramientas como pulsioxímetro, capnógrafo y estimulador periférico del nervio. Otros métodos de monitoreo incluye el uso de catéteres, ecocardiografía transesofágica y/o electroencefalografía (EEG) (Raymer, 2013).

Los registros de EEG permiten monitorear las variaciones en la actividad eléctrica cerebral de un paciente durante cambios de consciencia como el sueño o la anestesia general, con los cuales se podría evaluar su nivel de inconsciencia. En la mayoría de los casos se lleva a cabo un montaje con los electrodos posicionados en la zona frontal del paciente, para tales registros se analiza el cambio en el comportamiento de las oscilaciones de la señal eléctrica cerebral (Paavolainen, 2016).

4.5. Bandas de frecuencia

Las ondas cerebrales se clasifican en cuatro bandas de frecuencia: alfa, beta, gamma, theta y delta, las cuales se presentan entre frecuencias específicas que dentro de la información clínica relevante abarca un rango entre 0.3 Hz y 70 Hz, aproximadamente (Iramina et al., 2002). Las ondas que se caracterizan en el rango de frecuencia más bajo son las ondas delta, menor a 4 Hz; las ondas theta y alfa se encuentran en el rango 4-8 Hz y 8-12 Hz, respectivamente; y el rango más alto se presenta con las ondas beta y gamma, mayores a 12 Hz (Kortelainen & Seppänen, 2013). En la Tabla 1, es posible observar el rango que se maneja para cada banda en orden ascendente.

Tabla 1. Bandas de frecuencia para actividad eléctrica cerebral

Bandas	Rango de frecuencia
Delta	0,5 - 3 Hz
Theta	4 - 7 Hz
Alfa	8 - 12 Hz
Beta	13 - 30 Hz
Gamma	30-100 Z

4.6. Monitoreo basado en EEG

A nivel comercial, es posible encontrar varios dispositivos basados en EEG que son utilizados en las salas de cirugía, éstos arrojan un índice que le indica

al anestesiólogo el nivel de inconsciencia en el que se puede encontrar el paciente. Uno de los dispositivos más comercializados es el índice biespectral, BIS por sus siglas en inglés (Paavolainen, 2016), este tipo de herramientas se desarrollan con algoritmos matemáticos que arrojan un índice normalizado.

Dicho índice generalmente se presenta en forma de aviso o como un número que varía entre 0 y 100. Siendo los valores más bajos los que indican mayor profundidad anestésica. En general, los índices hacen un seguimiento de la actividad EEG de alta frecuencia, relacionada con un estado consciente del paciente, con la activación de oscilaciones de baja frecuencia, que se relacionan con estados de inconsciencia o sueño.

A pesar de su uso extendido, una de las causas de falla que puede presentarse con el BIS se debe al hecho de que estos equipos actualizan la información EEG cada 30 segundos con intervalos de 10 segundos, por lo cual los cambios instantáneos en corto tiempo de EEG que son importantes en el análisis espectral de la señal, no se reflejan en los valores del BIS, por lo que el nivel anestésico puede presentar una mala estimación. Desventajas como sensibilidad y tasa de respuesta baja en los índices reportados por el BIS, pueden ser resueltos mediante la implementación de sistemas que involucren una respuesta más rápida como es el caso de la programación en paralelo (Peker, M., Şen, B., & Gürüler, H. 2015).

4.7. Programación en paralelo

La programación en paralelo, es una técnica pensada en la ejecución de múltiples instrucciones en un mismo ciclo. Entre sus varias aplicaciones se encuentran: un mayor acceso a los elementos de almacenamiento (tanto de memoria como de disco), múltiples rutas a datos e inclusive menores costos de procesamiento. Lo anterior es posible gracias a que parte de la programación en paralelo se basa en la disminución de problemas grandes en otros pequeños que se puedan resolver al mismo tiempo y de manera independiente (Gramma, Gupta, Karypis & Kumar, 2003).

4.8. Programación en paralelo con Python

Python es un lenguaje de programación de alto nivel que soporta paradigmas de multiproceso como por ejemplo la programación orientada a objetos. A pesar de ser un lenguaje que presenta limitaciones para adaptarse a cambios desde su enfoque estándar, basado en procesamiento con lógica secuencial, al campo del procesamiento en paralelo; éste soporta los paradigmas principales de paralelismo, como lo son: memoria compartida (basado en multi-hilo), memoria distribuida (Paso de mensajes), y programación heterogénea.

Entre las soluciones de procesamiento en paralelo que se ofrecen con base en lenguaje Python, se encuentran: *Jython*, *IronPython*, *Pypy*, *Cython*,

pyCUDA, *PyOpenCL* y *Numba*. Por otro lado, Python cuenta con dos módulos: *Threading* (hilo) y *Multiprocessing* (multiproceso), los cuales cumplen con los paradigmas de programación en paralelo, y sus bases exponen las debilidades y fortalezas de las demás soluciones mencionadas previamente (Docs.python.org, 2020).



5. METODOLOGÍA

En la Fig. 1, se observa el flujo de actividades propuestas para llevar a cabo los objetivos de este trabajo.

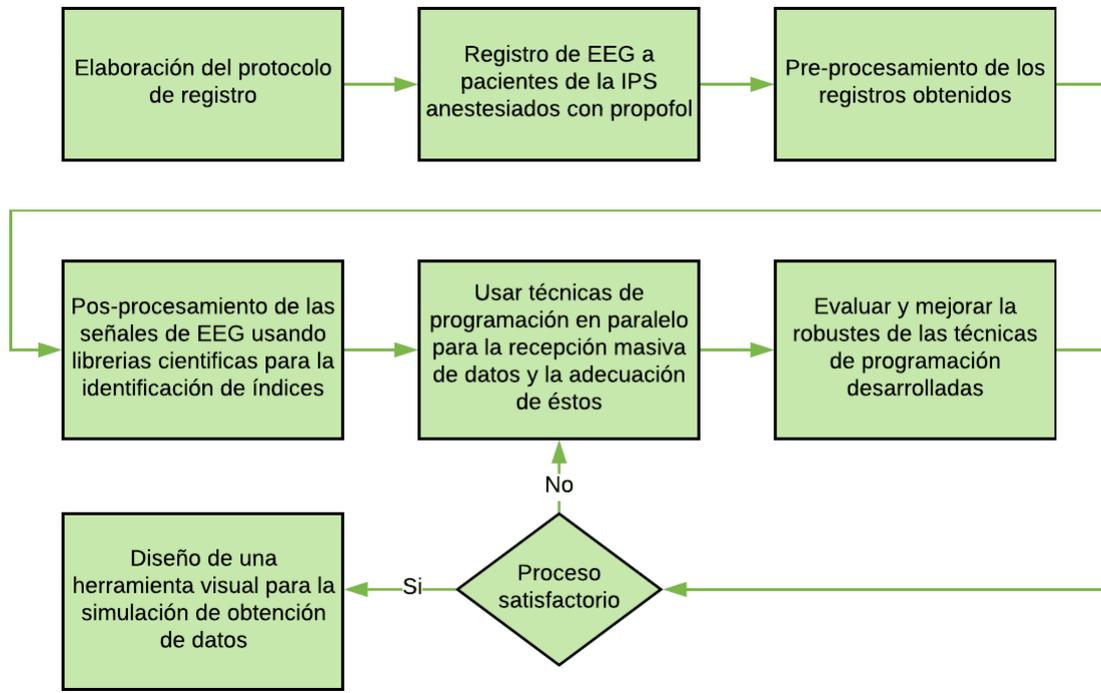


Fig. 1. Diagrama de metodología del proyecto.

5.1. Protocolo de registro

En cuanto a lo consignado en el protocolo de registro (ver Anexo 1), para la población de estudio se tuvo como criterios de inclusión la participación de pacientes adultos de ambos sexos, entre 18 y 60 años de edad, sometidos a cirugía de corta o mediana duración con fármaco propofol. Para La exclusión de candidatos se tuvo en cuenta que la cirugía no involucre movimientos excesivos hacia el paciente, ni que éste hubiera presentado alguna enfermedad, embarazo, trauma o alteraciones fisiológicas, entre otras.

Dichos candidatos debían manifestar su interés de participar en el estudio mediante una autorización voluntaria a través de la firma del consentimiento informado aprobado por Comité de Ética e Investigación de la IPS Universitaria Acta No.132, el cual adicionalmente cuenta con el respaldo de la firma de dos personas presentes al momento de ubicar los electrodos en la cabeza del paciente para ser testigos de la autorización del mismo (ver Anexo 2).

5.2. Adquisición de señales EEG

Los datos fueron obtenidos mediante un equipo portable de adquisición de señales electrofisiológicas, OpenBCI, a una frecuencia de 250Hz. La adquisición se llevó a cabo mediante un arreglo de 10 electrodos superficiales en configuración 10/10, los cuales fueron: AFz, Fz, F3, F4, Cz, C3, C4, Pz, A2, A1.

En la Fig. 2, muestra la distribución de electrodos que fueron fijados según protocolo de adquisición de datos desarrollado para el OpenBCI.

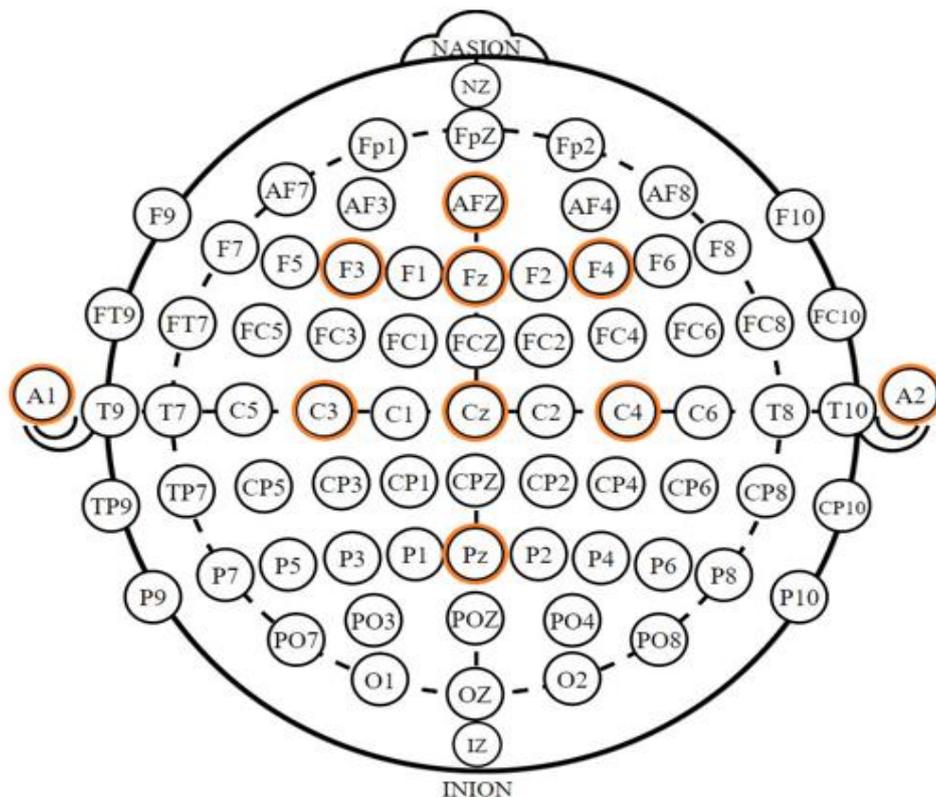


Fig. 2. Sistema internacional 10-10, configuración electrodos equipo openBCI (color naranja) (Anexo 1).

Los registros de cada uno de las personas que participaron en el estudio fueron almacenados como archivos digitales etiquetados según tres momentos de interés durante cirugía: Ojos abiertos, Ojos Cerrados, Inicio de cirugía, y Recta final.

Ojos abiertos y ojos cerrados, se realizó un registro del paciente antes de ingresar al quirófano durante aproximadamente 2 minutos para cada caso, con el fin de contar con información EEG de su estado consciente.

El inicio de cirugía, el paciente se encuentre en el quirófano y al poco tiempo se le aplica la anestesia general con fármaco propofol. Se realizó un registro de los primeros minutos de cirugía, en los cuales se tiene en cuenta

sólo una pequeña parte de la intervención del electrobisturí durante el procedimiento.

La recta final, se reanuda la toma de datos en el momento en el cual se lleva a cabo las últimas etapas de suturación, para luego realizar un acompañamiento en el proceso de recuperación del estado de consciencia del paciente, el cual presenta una duración que varía dependiendo de la recuperación de cada individuo, aproximadamente entre 5 a 15 minutos. Durante dicho tiempo se observa si la persona reacciona ante estímulos auditivos, mueve alguna de sus extremidades voluntariamente y, en particular, es capaz de responder a una pregunta corta de manera coherente.

Para cada una de las etapas de interés en cirugía descritas anteriormente, se tomaron anotaciones de momentos relevantes durante los registros (ver Anexo 3) como lo son el minuto en el cual se aplica el propofol al inicio de la cirugía; así como también, el momento en el cual se empieza a disminuir la dosis para recuperación al final del procedimiento, todo esto mediante la ayuda de un cronómetro. Además, para dichas anotaciones en la mayoría de los casos se registró el número de BIS y se tomaron apuntes de los comentarios realizados por el anesestesiólogo.

5.3. Procesamiento de los registros EEG

Para el procesamiento de los registros EEG de la base de datos, se desarrolló una etapa de preprocesamiento para el filtrado de la señal y una etapa de pos-procesamiento para el análisis espectral.

5.3.1. Montajes

A partir de la información registrada en cada canal, se seleccionaron parejas de electrodos para ser analizados de acuerdo a la disposición en el cerebro de zonas de interés. Se definieron por tanto 6 arreglos de electrodos para la evaluación:

F4 y F3, cada uno respecto a Fz, para el montaje asociado a los electrodos que se disponen para monitorear el BIS en cirugía.

Pz y Cz, cada uno respecto a Fz, para el montaje asociado a la precuña, la cual guarda relación con la percepción de la información y su procesamiento de manera consciente.

C3 respecto a F4, y C4 respecto a F3, para el montaje asociado a la zona sensoriomotora.

5.3.2. Etapa de preprocesamiento

A los datos se les aplicó un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 3 Hz y un filtro pasa baja con frecuencia de corte de 50 Hz, con lo cual se busca

delimitar el rango de frecuencia respecto a las bandas de actividad eléctrica cerebral, con ello se tiene en cuenta parte de la contribución de gamma sin recurrir a la aplicación de un filtro Notch para ruido eléctrico.

5.3.3. Etapa de pos-procesamiento

Luego de obtener cada arreglo filtrado, se procedió a realizar la separación por épocas con ventanas de 10 segundos, lo cual se definió debido a que en el proyecto "*Desarrollo de una herramienta para la medición en tiempo real de correlatos electrofisiológicos de la profundidad anestésica inducida por el fármaco propofol*", al que este trabajo está asociado, la ventana de visualización y de análisis es también de dicha duración en miras a la graficación de los datos, lo que hace necesario que el ventaneo esté directamente relacionado con la longitud de este parámetro de diseño para la reproducibilidad del experimento en la plataforma desarrollada. Se estableció que el tiempo de análisis de la información fuera 10 épocas antes de cirugía, 10 épocas durante cirugía, y 10 épocas para después de cirugía.

Según lo mencionado previamente, se evaluaron los datos registrados del paciente con los ojos cerrados para un antes de la cirugía, que den idea del estado normal del paciente durante 10 épocas sin estar bajo los efectos de la anestesia. Los datos durante cirugía fueron tomados desde la inducción del propofol y se analizaron 10 épocas a partir de dicho momento, las cuales se traducen en poco más de 13 minutos de evaluación, en las que se esperaba que durante ese periodo de tiempo los efectos de la anestesia pudieran ser analizados a través de variaciones en las bandas de frecuencia de la actividad eléctrica cerebral para un paciente promedio anestesiado. Además, en cuanto al final de la cirugía, se analizaron 10 épocas previas al momento en el cual se observaba que el paciente en cuestión empezaba a despertar.

Luego de obtener las épocas de interés delimitadas para cada paciente, se obtuvo la estimación de la densidad espectral de potencia de Welch. Para dicha estimación, se definió un número de puntos de solapamiento igual a la frecuencia de muestreo y una longitud para los segmentos de dos veces dicha frecuencia. Después de obtener la densidad espectral, se realizó una separación por bandas en los diferentes arreglos de electrodos (ver sección 5.3.1), En la Fig. 3, se presenta un esquema del desarrollo de la etapa de procesamiento de las señales, que fue previamente descrita.

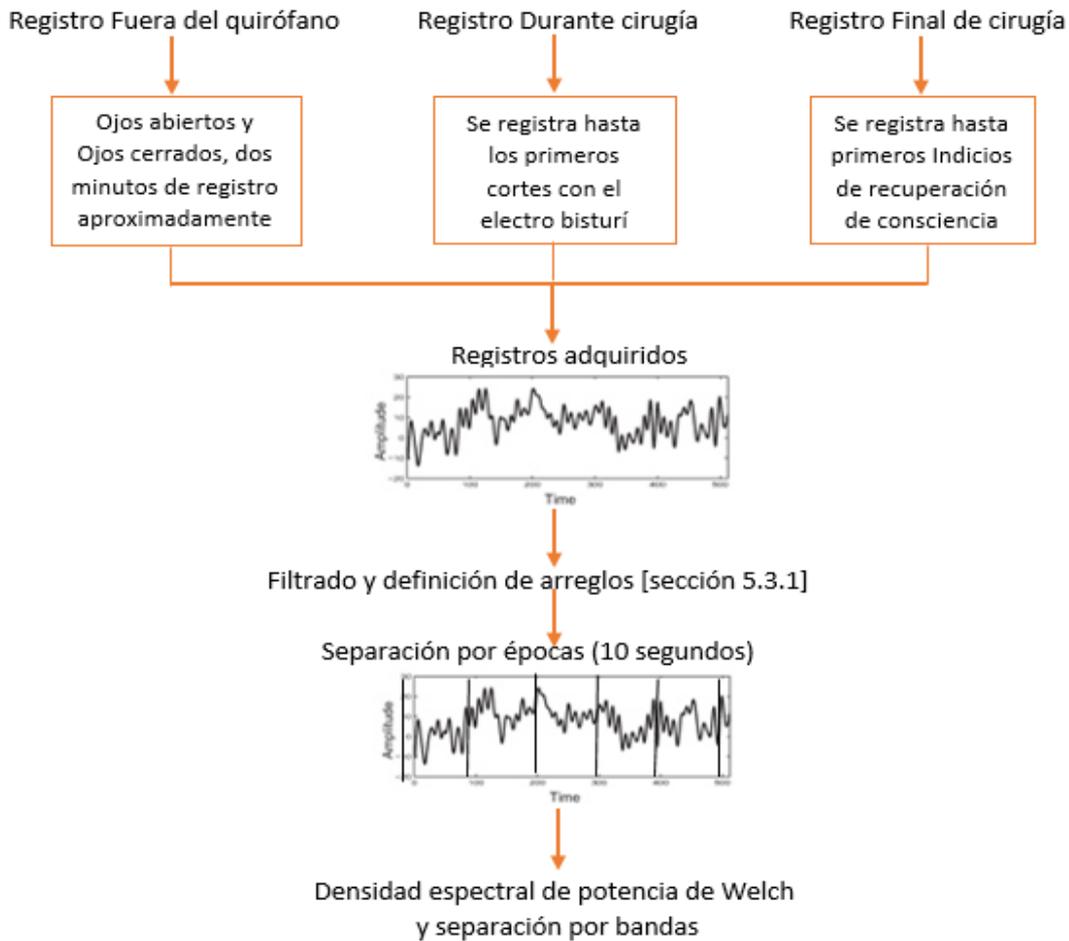


Fig. 3. Esquema de etapa de pos-procesamiento.

Por último, luego de obtener la densidad espectral de potencia Welch y la separación por bandas de frecuencia, se establecieron valores para frecuencia absoluta y frecuencia relativa, para un posterior análisis de resultados con cada uno de los pacientes, así como también, se hizo la revisión de los resultados para los momentos de interés definidos en la adquisición de los datos, con el promedio de la información de todos los pacientes del estudio.

5.4. Evaluación de técnicas de programación en paralelo

Para la graficación en la plataforma se buscó realizar una paralelización de la parte del pre y pos-procesamiento de la información recibida para cada uno de los 8 canales con los datos del paciente, para lo cual se definió el tratamiento de la información de cada canal como procesos en paralelo.

Una de las herramientas para llevar a cabo la paralelización es el uso de Lock que permite sincronizar los resultados de las tareas del código con una secuencia de operaciones deseada. El uso del Lock se fijó para el momento luego de obtenerse los datos y antes de llevarlos a la graficación en la interfaz.

Con lo anterior se busca asegurar que la información de todos los electrodos, sin excepción, sea procesada y se pueda mostrar en la interfaz sin que se haya alterado ninguno de los canales con información de otro conjunto de datos en tiempos diferentes de adquisición, es decir que los resultados que aparezcan en pantalla no estén en sincronía.

En la Fig. 4 se puede observar un esquema con la sincronización de las tareas definidas para la adquisición y tratamiento de los datos. Cabe resaltar que a pesar de que el OpenBCI toma datos con una frecuencia de 250 Hz, no es necesario que la pantalla de graficación tenga esta misma frecuencia de muestra de información, debido a que para frecuencias altas de adquisición el ojo humano no logra detectar los saltos entre frame y frame; esto lleva a fijar la frecuencia en la que la interfaz hace dicho cambio en 60 Hz (17ms), con el fin de que el computador tenga más tiempo para procesar los datos sin que además se pierda la fluidez en la imagen.

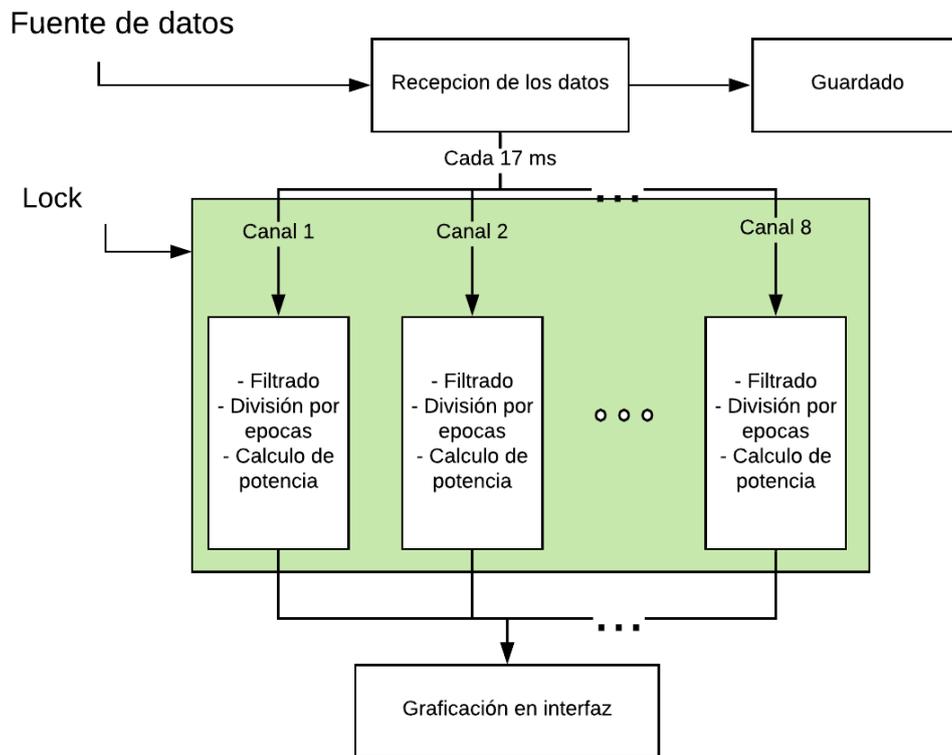


Fig. 4. Esquema de funcionamiento de la plataforma.

Para la realización del esquema descrito en la Fig. 4, se procedió a la implementación del mismo mediante métodos de programación basada en paralelismo en Python: Threading y Multiprocessing, para este último se evalúan las técnicas Process y Pool. La representación de los resultados se lleva a cabo por medio de la comparación del tiempo que demora cada librería en hacer 10 veces el filtrado.

5.5. Diseño de plataforma para visualización

El desarrollo de la plataforma se llevó a cabo bajo el esquema modelo-vista-controlador, utilizando la librería PyQt5. La interfaz se diseñó con dos ventanas: una ventana principal, que es la que sale al iniciar el programa, en ésta se pueden ingresar tanto datos demográficos del paciente como también observaciones pertinentes del registro, siendo éstas últimas un campo opcional para ser completado. Además, se estableció la generación de un archivo .csv para almacenar la información captada por los electrodos en cada instante en que se esté llevando a cabo el registro del paciente.



6. RESULTADOS Y ANÁLISIS

6.1. Registros de la base de datos

Se hicieron registros de 11 pacientes de sexo femenino en cirugías de prótesis mamaria y mastotexia, con un promedio de edad de 25 años. En la Fig. 5 se presenta un ejemplo del ambiente de trabajo dentro del quirófano.



Fig. 5. Toma de datos durante cirugía

De la Fig.6 a la Fig.16, se muestra dos segundos de las señales filtradas respecto al tiempo con los electrodos frontales, para cada uno de los pacientes de la base de datos. Se presenta por tanto los resultados para los diferentes momentos de interés registrados durante la realización del procedimiento estético, los cuales fueron: ojos abiertos, ojos cerrados, anestesia y final de anestesia.

- **Paciente 1**

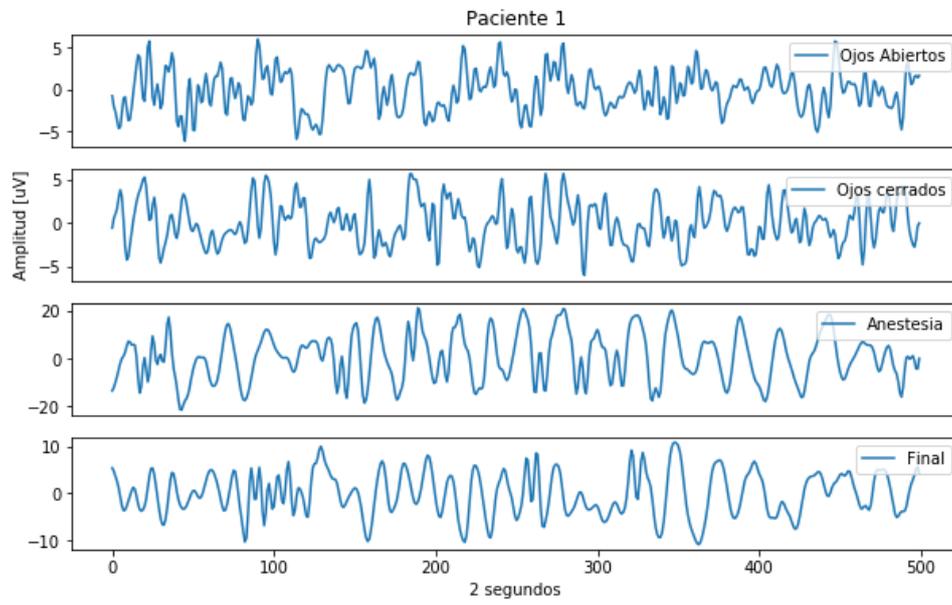


Fig. 6. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 1.

- **Paciente 2**

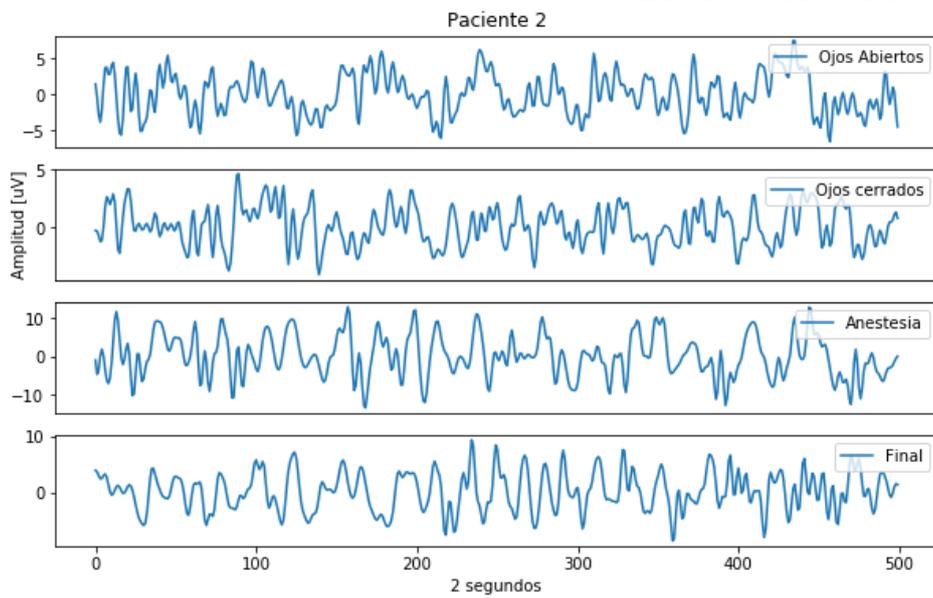


Fig.7. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 2.

- **Paciente 3**

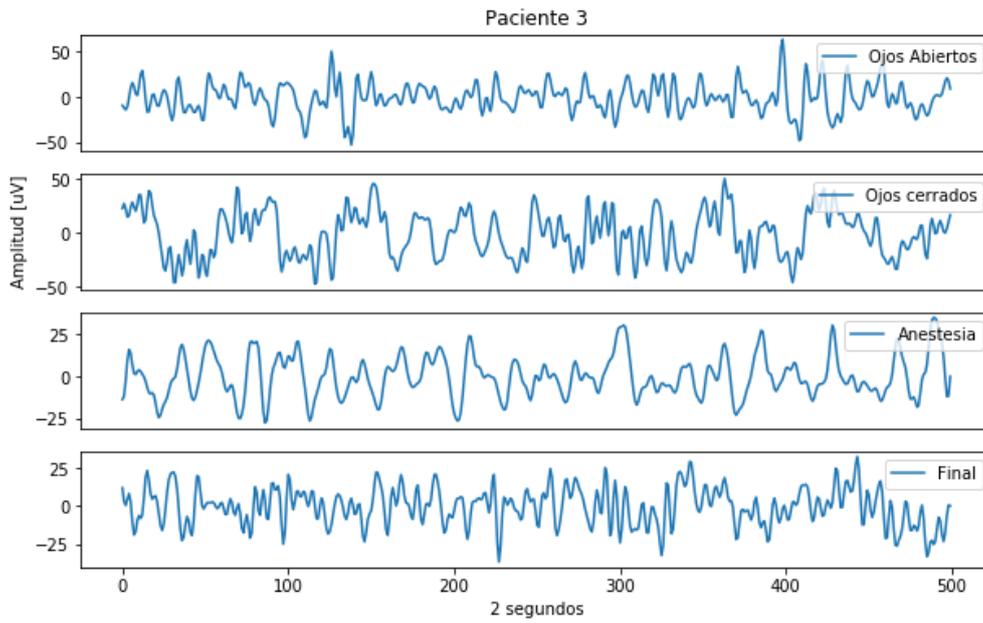


Fig.8. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 3.

- **Paciente 4**

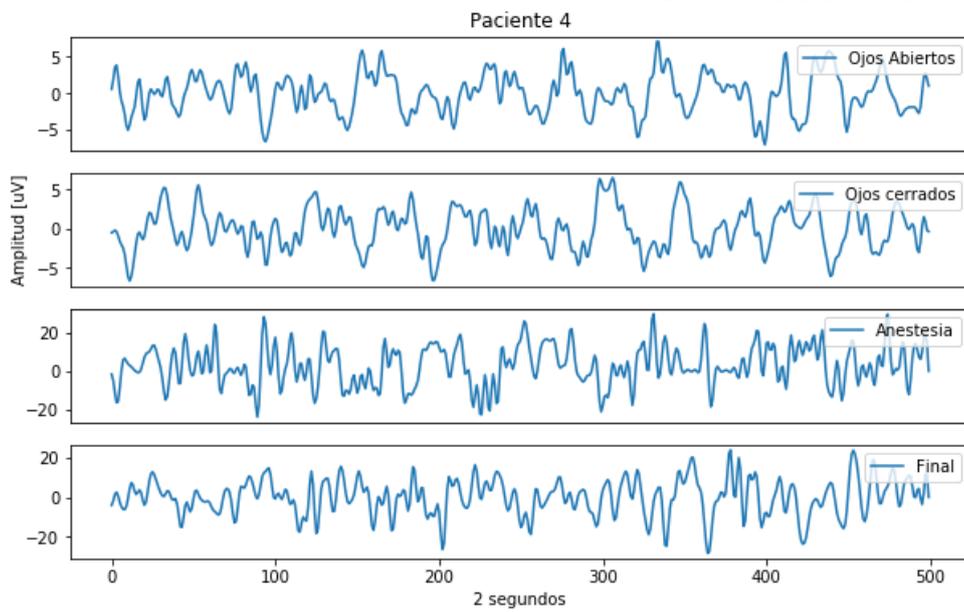


Fig.9. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 4.

- **Paciente 5**

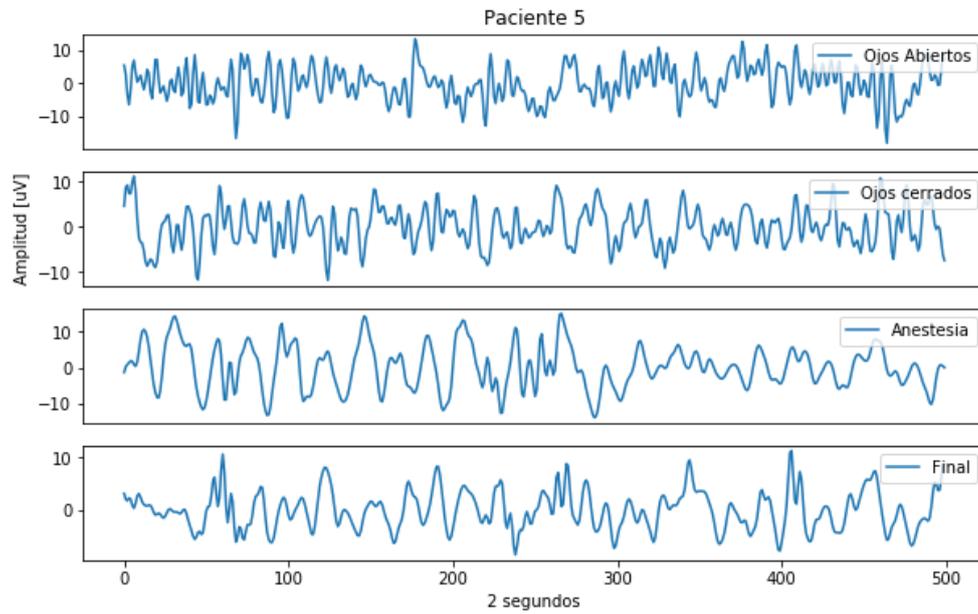


Fig.10. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 5.

- **Paciente 6**

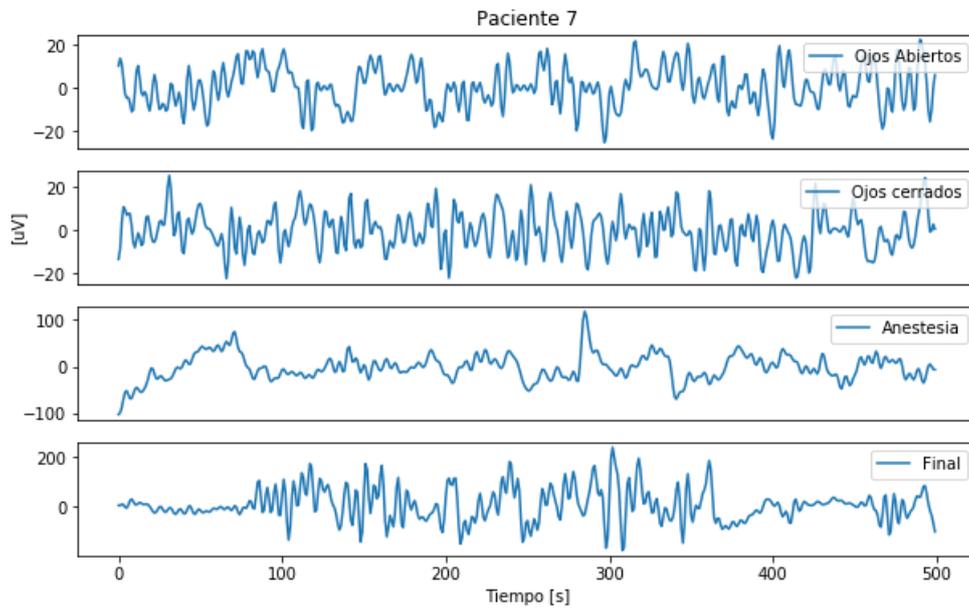


Fig.11. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 6.

- **Paciente 7**

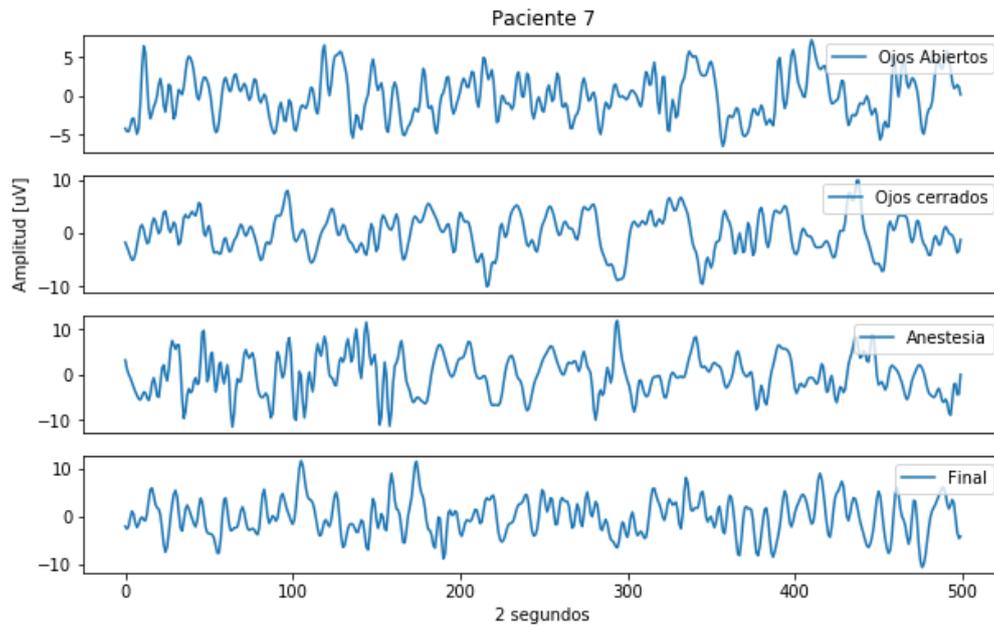


Fig. 12. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 7.

- **Paciente 8**

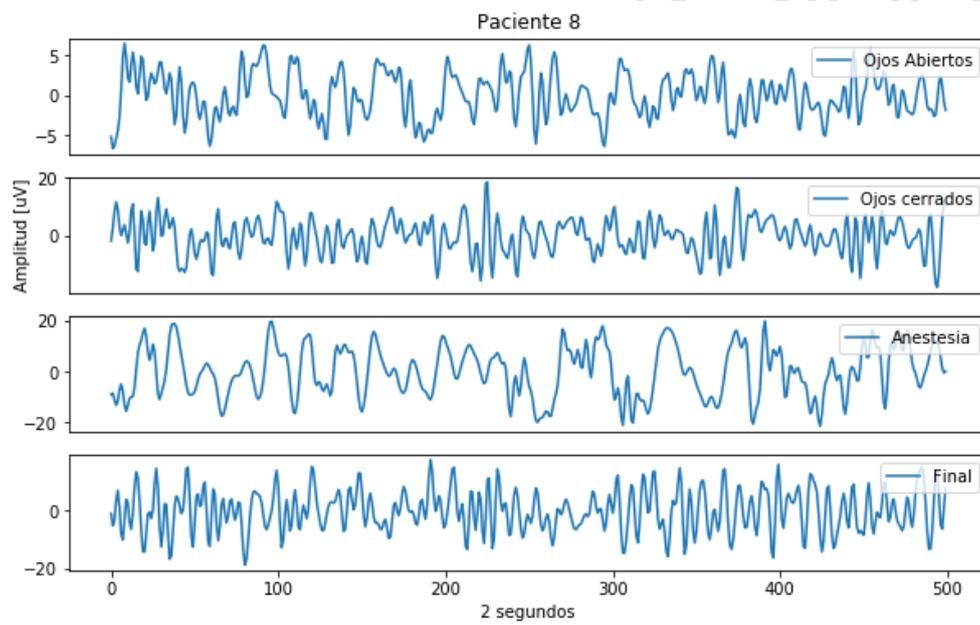


Fig.13. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 8.

- **Paciente 9**

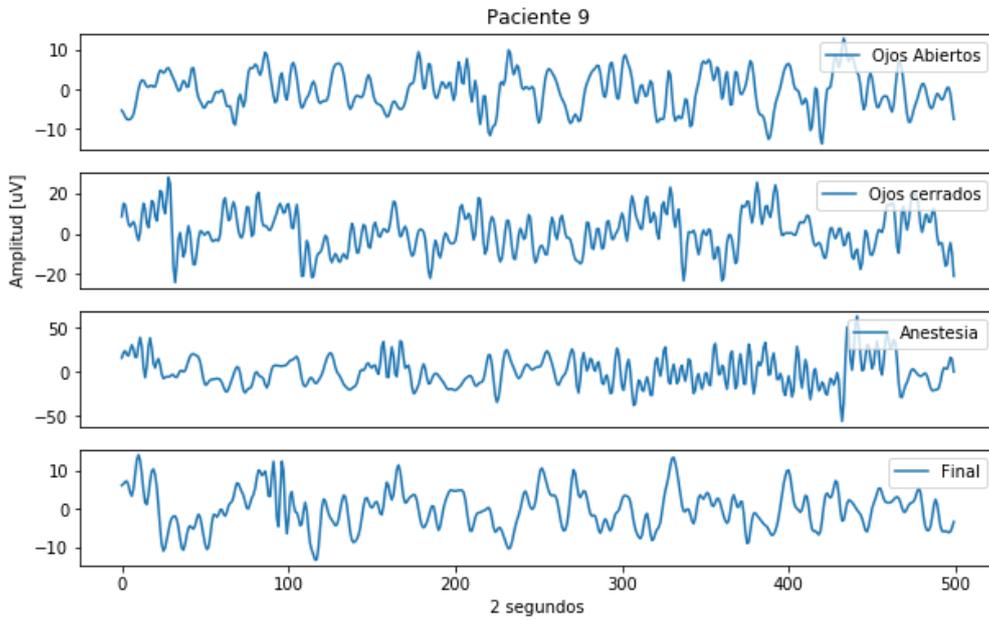


Fig.14. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 9.

- **Paciente 10**

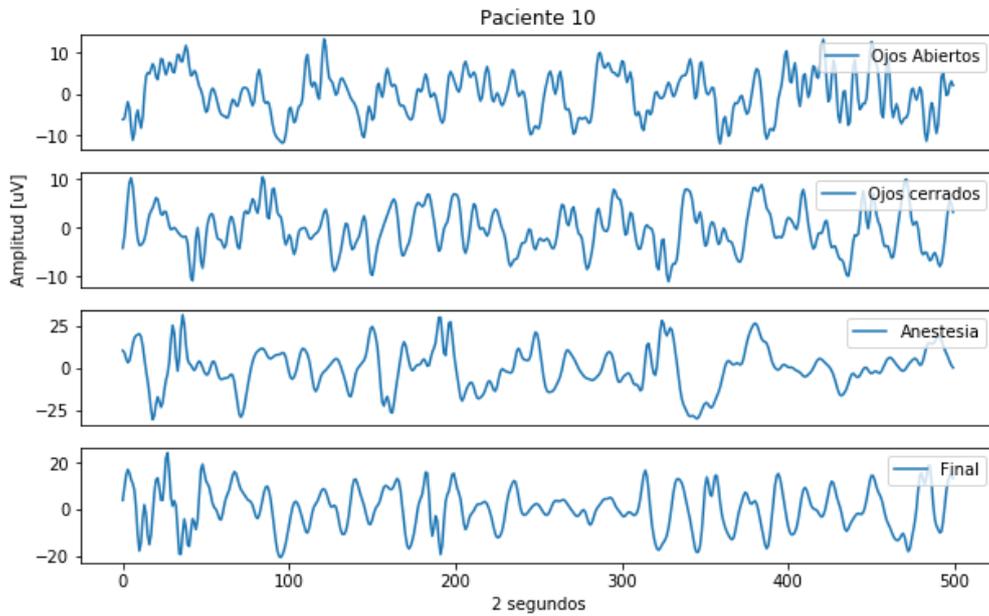


Fig.15. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 10.

- **Paciente 11**

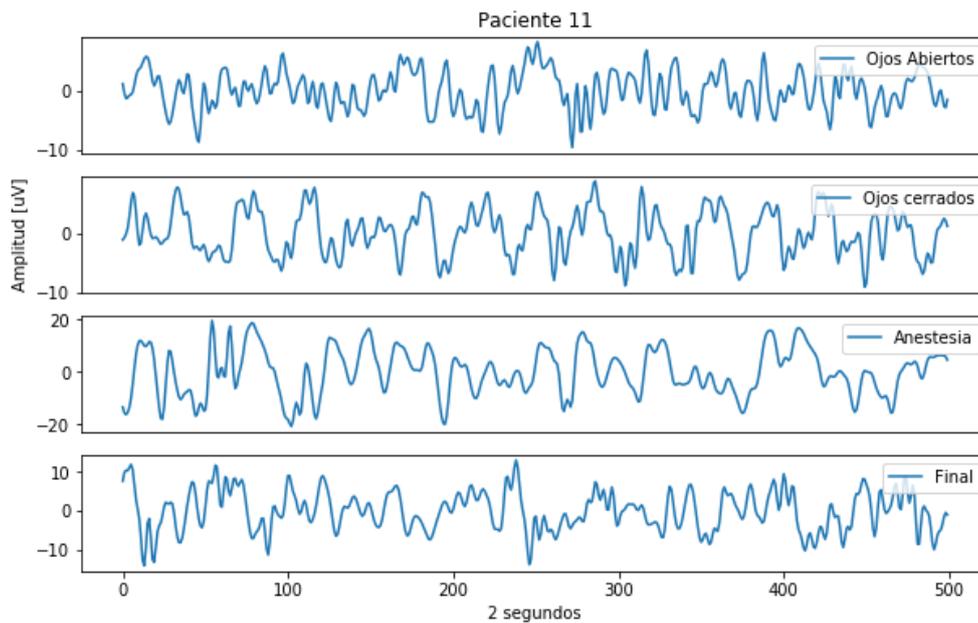


Fig.16. Señal filtrada respecto al tiempo para Paciente 11.

De las gráficas anteriores, es posible observar que, para la mayoría de los casos, a excepción de los pacientes 3 y 5, se presenta un aumento en la amplitud de la señal registrada cuando la persona se encuentra bajo los efectos de la anestesia. Además, se presentan también cambios en la frecuencia de las oscilaciones, que para la mayoría de los casos disminuyen en dicho estado [Hagihira, 2015 & Kortelainen, J., & Seppänen, 2013].

Para el paciente 6 es notorio encontrar que en su registro se observan zonas muertas, en las cuales decae drásticamente la amplitud de la señal, y zonas en las cuales se presentan un comportamiento más estándar. De lo anterior se puede decir que el nivel de anestesia que experimentó el paciente en los 2 segundos evaluados fue considerablemente profundo, pues dicho comportamiento de la señal se asocia a niveles de concentración de anestesia altos [Hagihira, 2015 & Kortelainen, J., & Seppänen, 2013].

Cabe mencionar que las marcas tomadas para estos registros (ver Anexo 3), dan idea de las vicisitudes que se pudieron presentar en ciertos momentos de la toma de datos, como lo son la falla en la adquisición de uno de los electrodos, en particular de C4 para unos pocos pacientes, así como el desajuste del electrodo de referencia para unos otros. Lo anterior se pudo observar con ayuda de la interfaz de OpenBCI durante el procedimiento, en momentos en los cuales no se presentaba una buena impedancia para la adquisición de los canales. Sin embargo, la mayoría de estas situaciones pudieron ser controladas y se realizó el ajuste manual necesario para que esto no tuviera mucha repercusión en la toma de datos en los momentos de interés para el estudio, siempre y cuando el procedimiento estético lo permitiera.

6.2. Identificación de índices

En cuanto a un análisis frecuencial de la tendencia observada para cada uno de los pacientes en los datos obtenidos antes de la aplicación de la anestesia, en la Fig.17, se presenta los resultados de la distribución de bandas de frecuencia para dos épocas del registro cuando la persona se encuentra consciente, las cuales logran dar una idea general de la alta variabilidad que se tiene fuera del quirófano al pasar de una época a época, para este caso la época 1 (Fig.17.a) respecto a la época 3 (Fig.17.b), sin que se obtenga una dominancia particular en ninguna de las bandas.

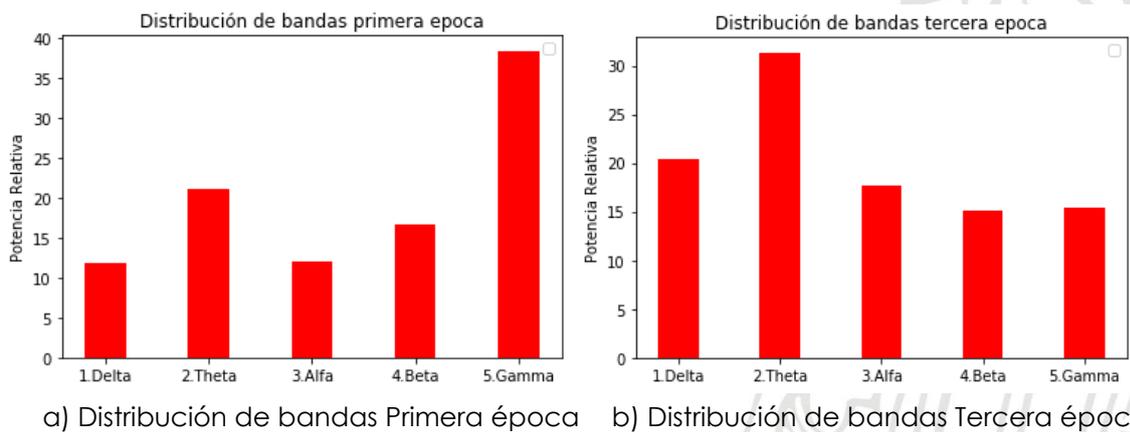


Fig.17. Distribución de bandas antes con el paciente fuera del quirófano. a) Primera época, b) Tercera época.

Por otro lado, el comportamiento cuando la persona está bajo los efectos de la anestesia logra mostrar un patrón, en el que se observa que, en dicho estado de consciencia, la banda de frecuencia alfa logra dominar. Además, la actividad de las bandas delta y gamma disminuyen drásticamente, lo cual se observa en la Fig.18.a y 18.b, que respectivamente corresponden a la primera y tercera época del conjunto de datos de frecuencia, correspondientes a la evaluación de los datos cuando pasado un tiempo se presenta la estabilización del efecto de la anestesia.

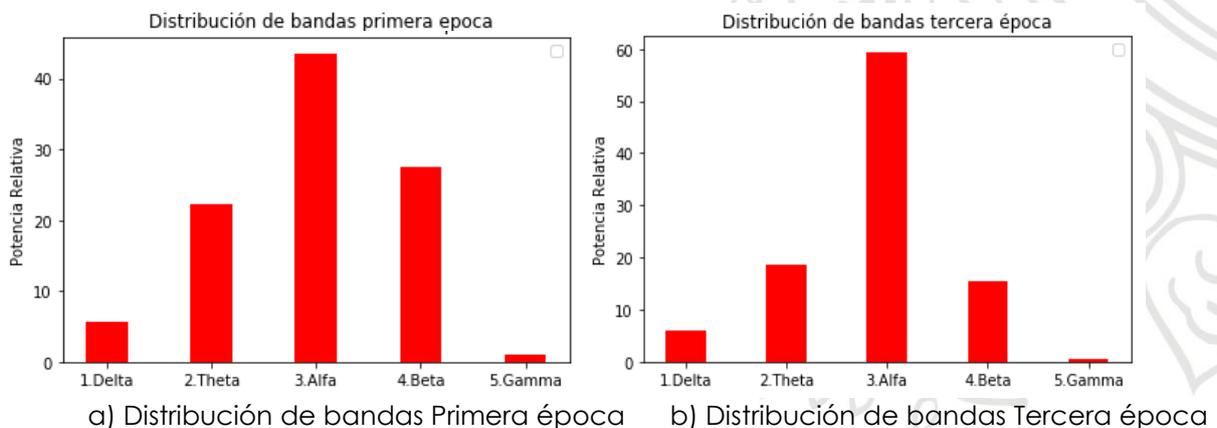


Fig.18. Distribución de bandas con paciente bajo efecto de anestesia. a) Primera época, b) Tercera época

Respecto al análisis de la información la final de cirugía, se presenta que la tendencia no varía respecto al comportamiento de las bandas de frecuencia durante cirugía, lo cual se debe al hecho de que la toma de los datos finaliza cuando la persona presenta indicio del proceso de recuperación de consciencia, lo cual ocurre en los últimos segundos de grabación, por lo que no se tiene en cuenta para este análisis. Además, para la identificación del cambio en los estados de consciencia se le da mayor peso al cambio cuando se le aplica la anestesia al paciente y no en la recuperación.

6.2.1. Evaluación de bandas para cada montaje.

Para dar razón de la efectividad de la existencia de un patrón que permita la diferenciación entre el estado de consciencia e inconsciencia de un paciente, se puede recurrir a la aplicación de técnicas de análisis en frecuencia (para diferentes ventanas), que den idea del cambio en las bandas de actividad eléctrica cerebral en el tiempo, y que con ayuda de técnicas estadísticas proporcione un soporte para la extracción de un rango que permita un acercamiento a la caracterización cuantitativa de estos estados.

En las Fig.19, 20 y 21, se muestra una representación mediante diagramas de barras del análisis espectral de los diferentes montajes de interés definidos para la evaluación de los registros (ver sección 5.3.1). Se presenta por tanto el resultado de potencia relativa para las bandas de frecuencia, en los momentos Ojos Cerrados y Anestesia, a partir del valor del promedio de las bandas obtenido con la información de cada uno de los pacientes que fueron registrados.

- **Montajes F3 y F4, respecto a Fz**

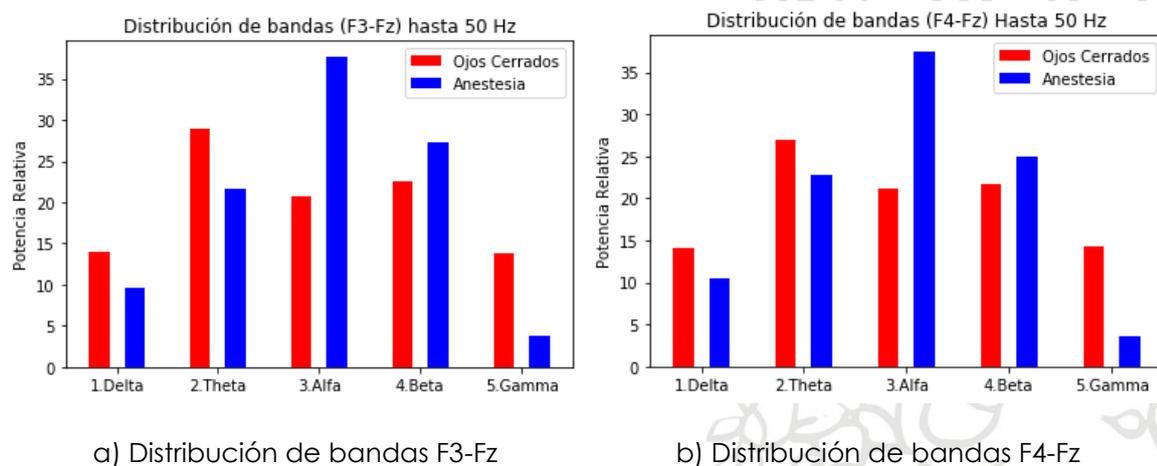


Fig.19. Distribución de bandas para montajes F3 y F4, respecto a Fz.

- **Montajes Pz y Cz, respecto a Fz**

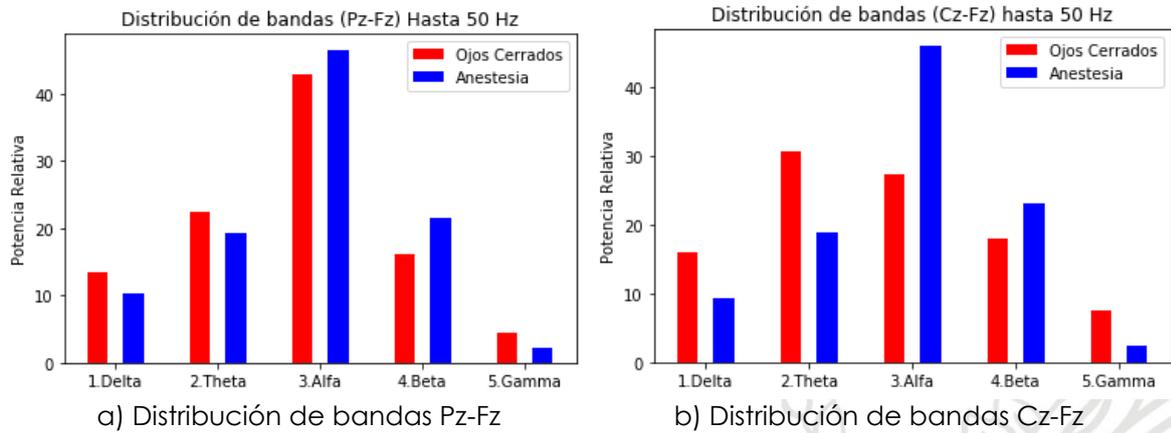


Fig.20. Distribución de bandas para montajes Pz y Cz, respecto a Fz.

- **Montaje C3 respecto a F4 y C4 respecto a F3**

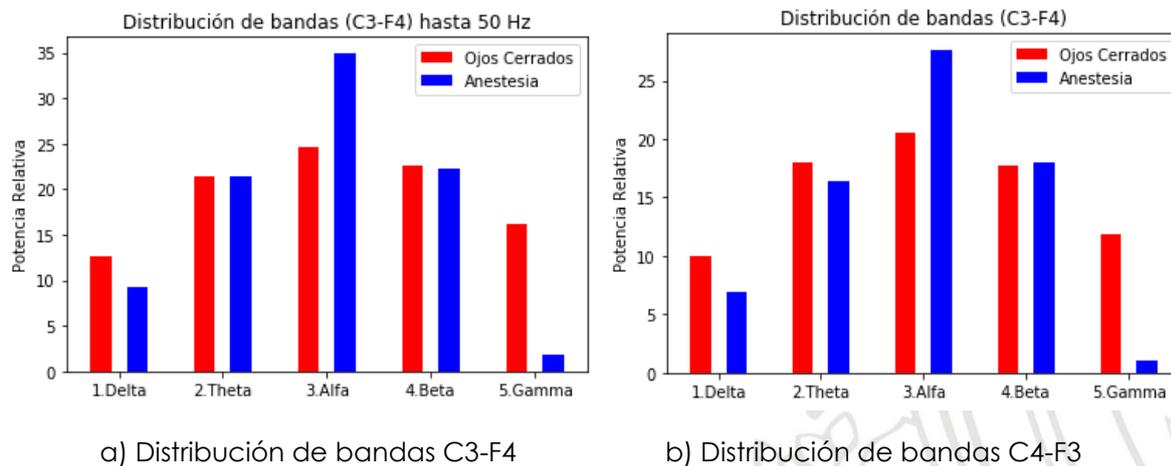


Fig.21. Distribución de bandas para montaje C3-F4 y C4-F3.

En cada uno de los montajes que fueron analizados, es posible observar la marcada contribución de la onda alfa en los momentos en que actúa la anestesia, así como también la tendencia de las demás bandas a presentar un comportamiento de disminución de amplitud a medida que se analizan las demás bandas que se acercan a los extremos del rango de frecuencia. De lo anterior, se puede observar una marcada disminución de gamma cuando la anestesia está actuando respecto al comportamiento observado del paciente con los ojos cerrados, siendo la banda que más decae para todos los montajes.

Por el contrario, se puede observar que, para beta, se presentan resultados que no son muy alejados en amplitud, al evaluar los ojos cerrados con el paciente bajo efectos de anestesia, en los tres montajes no se presentan cambios bruscos de amplitud para ambas situaciones. Se tiene por tanto

que, para los registros obtenidos, esta banda no presenta cambios demasiado significativos ante los efectos de la anestesia durante la cirugía. En cuanto a delta y theta, se observa que estas bandas disminuyen a medida que el paciente es sometido a los efectos de la anestesia, pues con los ojos cerrados se presenta para todos los montajes una amplitud mayor.

6.2.2. Evaluación de Alfa para cada hemisferio

Como representación de la información obtenida para cada uno de los pacientes de la base de datos, en la Figuras, se presenta la banda alfa tanto para el hemisferio izquierdo (rojo) como para el hemisferio derecho (azul), para el arreglo de electrodos frontales:

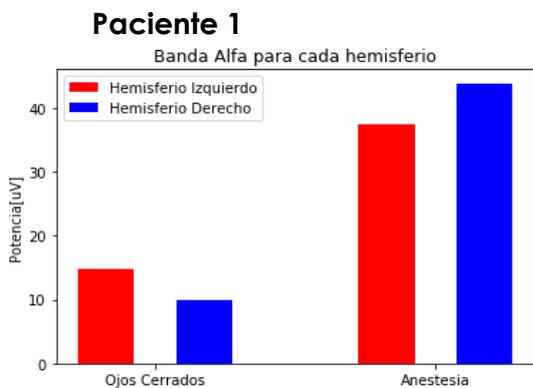


Fig.22. Alfa para cada hemisferio Paciente 1

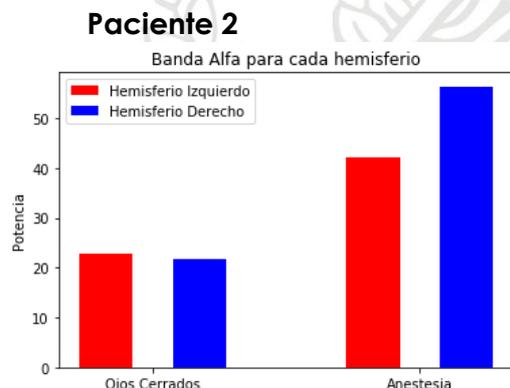


Fig.23. Alfa cada hemisferio Paciente 2

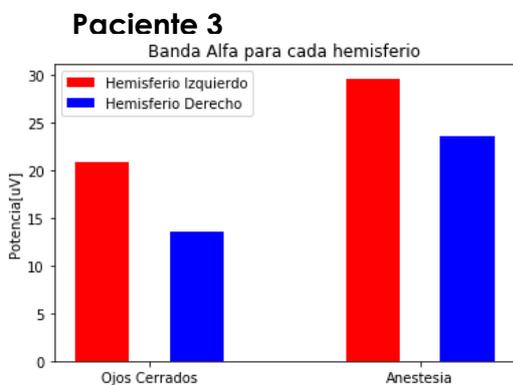


Fig.24. Alfa para cada hemisferio Paciente 3

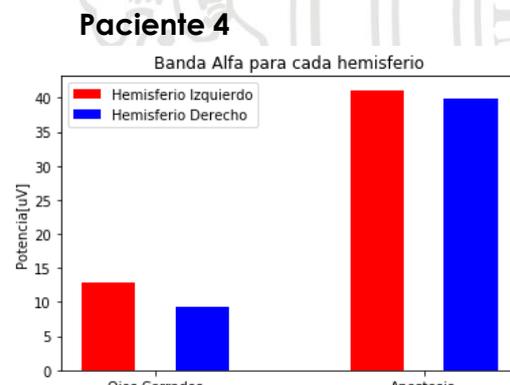


Fig.25. Alfa cada hemisferio Paciente 4

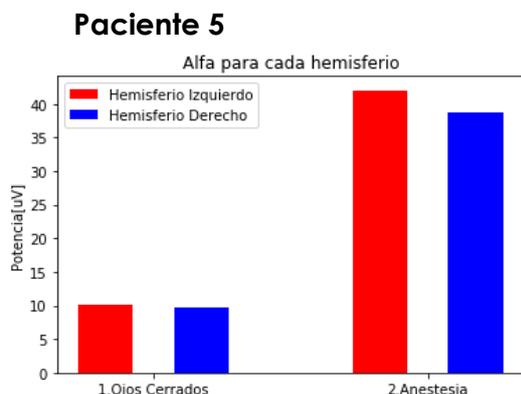


Fig.26. Alfa para cada hemisferio Paciente 5

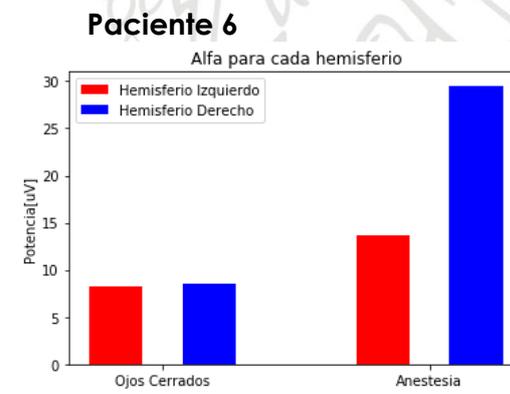


Fig.27. Alfa cada hemisferio Paciente 6

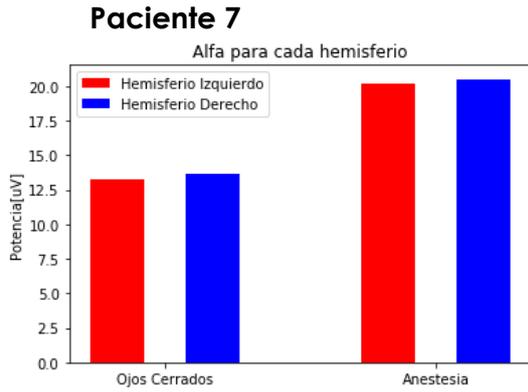


Fig.28. Alfa para cada hemisferio Paciente 7

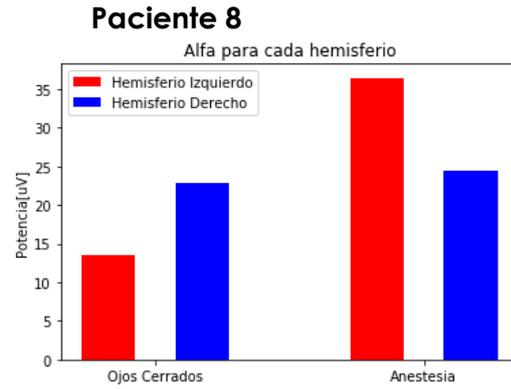


Fig.29. Alfa cada hemisferio Paciente 8

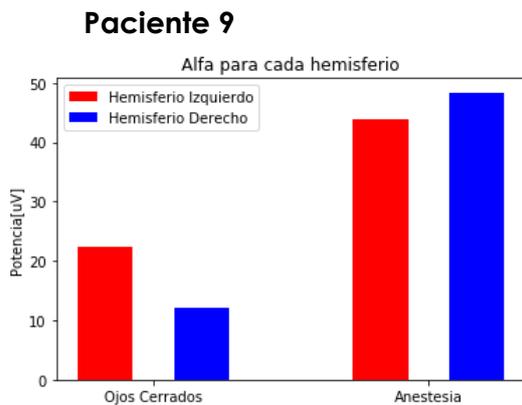


Fig.30. Alfa para cada hemisferio Paciente 9

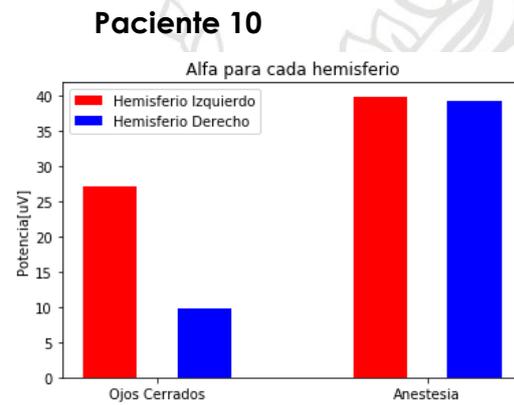


Fig.31. Alfa cada hemisferio Paciente 10

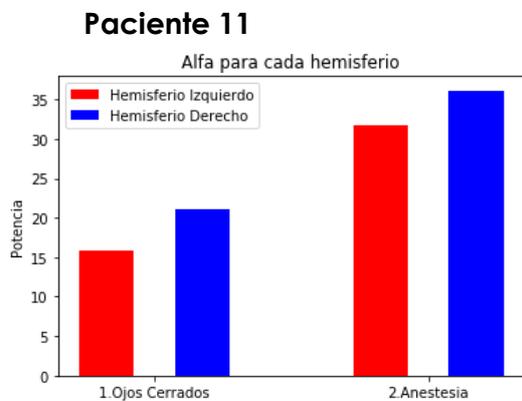


Fig.32. Alfa para cada hemisferio Paciente 11

De las gráficas anteriores, es posible notar que se presenta similitud en el análisis de ambos hemisferios en cuanto a la contribución de la banda, ya que se guarda la tendencia de alfa a incrementar su amplitud durante la realización de la cirugía. Sin embargo, se puede observar que, al evaluar ambos hemisferios, no se presenta una tendencia para todos los pacientes en la cual se presente mayor contribución de un hemisferio respecto a otro en todos los casos, solo se presenta por tanto la coherencia en el comportamiento de alfa.

6.2.3. Proporción cuantitativa de las bandas de frecuencia bajo los efectos de anestesia.

A partir de los resultados del ítem anterior, en la Tabla 2, a continuación, se hace una evaluación cuantitativa de la contribución de las bandas Theta, Alfa y Beta, para este caso se realizándose respecto el hemisferio izquierdo.

Tabla 2. Valores de Theta, Alfa y Beta de cada paciente para hemisferio izquierdo.

Paciente Número	Theta [μ V]	Alfa [μ V]	Beta [μ V]
1	22,36	52,46	18,33
2	21,38	49,53	22,61
3	20,15	41,17	28,18
4	24,12	31,4	32,26
5	18,63	46,36	28,44
6	18,91	14	30,3
7	21,2	40,42	24,49
8	22,75	24,07	42,99
9	20,73	41,1	24,25
10	25,85	36,57	20,17
11	19,45	40,12	30,67

En la Tabla 2, se puede observar que los valores obtenidos para Theta son los que presentan menor variación en comparación con los resultados de cada uno de los pacientes, y respecto a las demás bandas evaluadas. Dicho comportamiento puede corresponder al hecho de que la banda Theta se mantiene con valores relativamente bajos y constantes que no van a depender de cambios en la concentración del propofol aplicado (Haghari, 2015). A nivel cuantitativo, se puede decir que un rango de valores para Theta cuando la persona está anestesiada es de 18,63 μ V a 25,85 μ V, tomando los valores extremos arrojados en la Tabla, y el promedio de todos los valores sería 21,41 μ V.

Para el caso de Alfa, se obtienen los picos de valor más alto, por lo que esta banda guarda la mayor relevancia en cuanto a un estado de actuación de la anestesia en el cual la persona se encuentra inconsciente. Sus valores para los pacientes que fueron registrados, se encuentran entre 31,4 μ V a 52,46 μ V, descartando los valores obtenidos para los pacientes 6 y 8, pues son bajos respecto a los demás pacientes y, por ende, no representan en buena

medida el pico encontrado en los otros casos evaluados. En promedio el valor de Alfa al descartarse dichos sujetos sería 42,12 uV.

En cuanto a beta, se obtuvieron valores entre 18,33 uV a 32,26 uV. Cabe rescatar que el dato más alto de 42,99 uV correspondiente al paciente 8, se permite ser descartado debido a que, como se mencionó anteriormente, para este sujeto se presenta además un valor que fue considerado atípico en cuanto a la banda Alfa, y para el caso de Beta resulta ser mucho mayor que en los demás pacientes. El valor promedio de Beta sería por tanto 25,48 uV, si se descartan los datos atípicos.

6.3. Programación en paralelo

En la Tabla 3 se presenta el promedio de tiempo en segundos que le toma a cada método realizar 10 veces la metodología de filtrado propuesta en la Fig.4.

Tabla 3. Evaluación de tiempo de tratamiento de datos con paralelismo.

Método	Tiempo de respuesta [s]
Sin paralelismo	0,09
Threading	0,34
Process	21,68
Pool	5,17

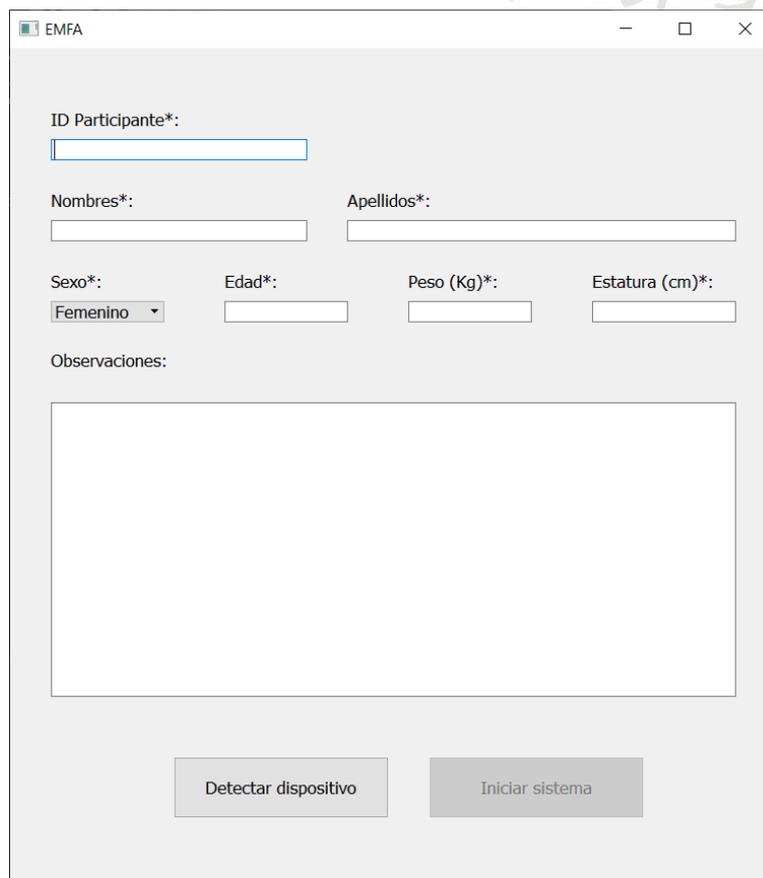
Con las métricas obtenidas en la Tabla 3, se observa que a pesar de que se esperaba contar con una mejora en la velocidad de ejecución del filtrado con la implementación del procesamiento en paralelo, el estudio mostró que, para las especificaciones de ventaneo planteadas en pro de la graficación de la información en la plataforma, los resultados tienen un impacto en la velocidad de procesamiento que no se logra reducir con la implementación de las técnicas evaluadas.

Lo anterior puede deberse principalmente a la manera en que la programación en paralelo funciona, pues a través de la división de un problema que requiere un mayor procesamiento, en este caso el tratamiento de la información de todo el registro de EEG, en subprocesos con tareas más simples como lo es trabajar sobre los canales por separado, es necesario por tanto un tiempo de separación y un tiempo de unión de todos los componentes del registro. Además, de manera similar se puede presentar reducción en la velocidad de procesamiento cuando se trabaja con datos que necesitan compartirse entre procesos específicos que están en diferentes ubicaciones de memoria.

Por último, los métodos *Process* y *Pool*, los cuales son ambas funciones de la librería *Multiprocessing*, tienen tiempos considerablemente altos, debido a que éstos funcionan basados en el caso que se expuso anteriormente en cuanto a las ubicaciones diferentes en memoria, lo que hace que no sean eficientes en una aplicación en tiempo real como la desarrollada. Por otro lado, aunque el método de *Threading* puede ser bueno para este tipo de aplicaciones, fue posible evidenciar que para este estudio no representa un beneficio de tiempo de procesamiento tal que deba ser implementado respecto al flujo sin paralelismo.

6.4. Plataforma para adquisición y procesamiento de datos

En la Fig.33, se puede observar la ventana principal de la interfaz gráfica, con las casillas que son habilitadas para ingresar la información demográfica del paciente, y las respectivas observaciones. Las casillas en las que se marca un * indican la información que obligatoriamente debe ser llenada para poder pasar a la siguiente ventana de visualización de la información EEG del paciente.



The screenshot shows a software window titled "EMFA" with a standard Windows-style title bar (minimize, maximize, close). The main area contains a form for patient data. The fields are: "ID Participante*" (a single-line text input), "Nombres*" (a single-line text input), "Apellidos*" (a single-line text input), "Sexo*" (a dropdown menu currently showing "Femenino"), "Edad*" (a single-line text input), "Peso (Kg)*" (a single-line text input), and "Estatura (cm)*" (a single-line text input). Below these fields is a large, empty text area labeled "Observaciones:". At the bottom of the window, there are two buttons: "Detectar dispositivo" and "Iniciar sistema".

Fig.33. Ventana principal.

La ventana de procesado y visualización está dividida en 4 áreas de graficado, donde la primera y la segunda son 10 segundos de la señal filtrada de EEG del hemisferio izquierdo y el espectro de frecuencia de esta,

respectivamente. Mientras que la tercera y la cuarta, son las del hemisferio derecho.

Esta ventana también cuenta con 3 botones de “Inicio”, “Detener” y “Salir”. Inicio, hace que empiece el proceso de filtrado y graficado de la señal obtenida del OpenBCI; Detener, pausa el proceso de graficado y filtrado; y Salir, hace que vuelva a la pantalla principal, en esta situación la pantalla principal estará con todos los espacios en blanco.

En la Fig. 34, se muestra la interfaz encargada del filtrado y graficación de la señal obtenida.

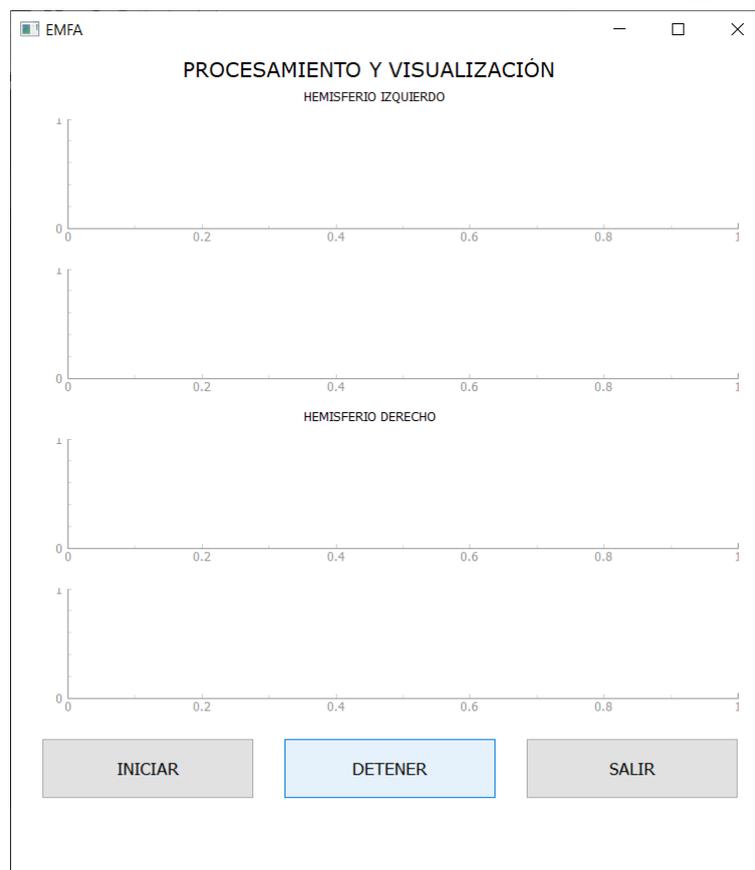


Fig.34.Ventana de graficación.

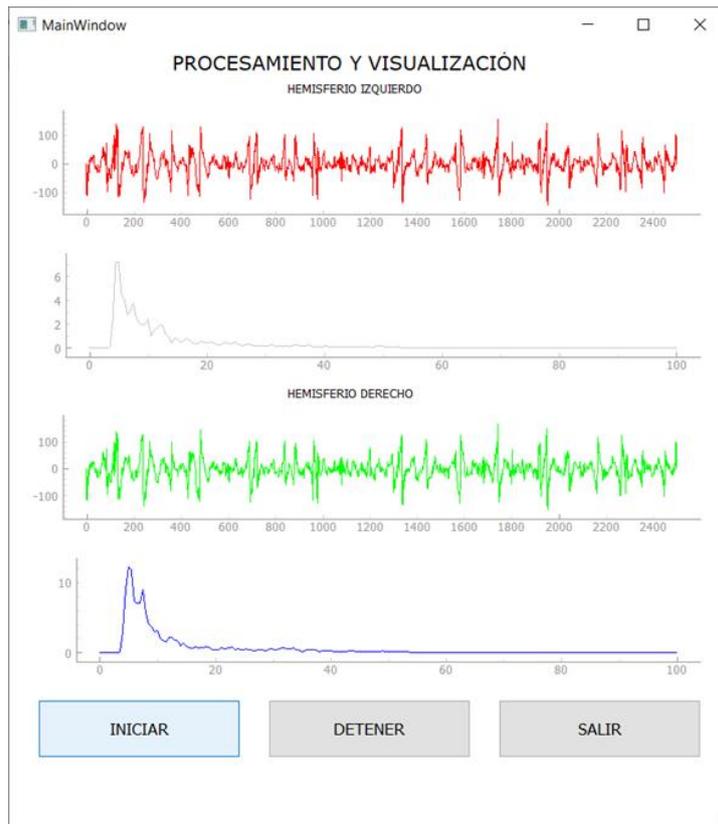


Fig. 33. Ventana de procesamiento y visualización.

8. CONCLUSIONES

- Se generó una base de datos de registros EEG de once pacientes adultos-jóvenes de sexo femenino sometidos a anestesia general inducida por fármaco propofol con el uso de un equipo portable, la cual presenta resultados que son acordes a la literatura y puede ser utilizada para análisis posteriores en el desarrollo de diversos estudios en el ámbito de la salud.
- A partir de los resultados obtenidos para la evaluación del papel que juega la onda alfa en el análisis espectral de los efectos de la anestesia a nivel cerebral y el seguimiento de dicha variación con el análisis de los arreglos de electrodos evaluados. Cabe la posibilidad de que a futuro se pueda desarrollar una herramienta para el análisis de la profundidad anestésica basada en EEG que cuente con una interfaz maquina/paciente cada vez más simple e intuitiva, y que lleve menos tiempo para la conexión y remoción de canales con un análisis que dependa solo de un montaje de electrodos frontales.

- Se evaluaron técnicas de programación en paralelo con el lenguaje de programación Python, en miras de comparar la mejora en la velocidad de procesamiento de la información a través de la implementación de la librería *Multiprocessing*. Los resultados de las métricas arrojan una disminución en la velocidad de procesamiento de los datos, lo cual posiblemente se debió a la necesidad de compartir memoria constantemente entre procesos, llevando así a un elevado aumento del tiempo y el coste computacional, que resultan ser poco eficiente para ser implementado en la aplicación final.
- Se logró llevar a cabo el diseño de una plataforma para el procesamiento de señales EEG provenientes de personas adultas-jóvenes en cirugías con anestesia general inducidos con el fármaco propofol, la cual además de ser una aplicación que permite visualizar información sobre el espectro de potencia como ayuda para los anesthesiólogos en la interpretación de la profundidad anestésica de los pacientes durante cirugía, también genera archivos digitales en los cuales se almacena la información EEG a medida que ésta es adquirida a través de los electrodos del montaje, lo cual puede resultar de gran utilidad para un posterior análisis de datos de pacientes anestesiados, y además se pueda contar con información que permita el desarrollo y mejoramiento de más herramientas de este tipo.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Grama, A., Gupta, A., Karypis, G., & Kumar, V. (2003). *Introduction to Parallel Computing* (2nd ed.). Reading, Massachusetts: Addison-Wesley.
- Hagihira, S. (2015). Changes in the electroencephalogram during anaesthesia and their physiological basis. *British Journal of Anaesthesia*, 115(September), i27–i31. <https://doi.org/10.1093/bja/aev212>
- Iramina, K., Maeno, T., Kowatari, Y., & Ueno, S. (2002). Effects of transcranial magnetic stimulation on EEG activity. *IEEE Transactions On Magnetics*, 38(5), 3347-3349. doi: 10.1109/tmag.2002.802309
- Kortelainen, J., & Seppänen, T. (2013). Electroencephalogram-based depth of anaesthesia measurement: Combining opioids with hypnotics. *Trends in Anaesthesia and Critical Care*, 3(5), 270–278. <https://doi.org/10.1016/j.tacc.2013.03.009>
- Kreuzer, M. (2017). EEG Based Monitoring of General Anesthesia: Taking the Next Steps. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 11(June), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fncom.2017.00056>

Lebedinskii, K., & Kovalenko, A. (2018). Physical and Physiological Mechanisms of Consciousness and General Anesthesia (Review). *Technical Physics*, 63(10), 1397-1409. doi: 10.1134/s106378421810016x

Lupton, T., & Pratt, O. (2008). Intravenous drugs used for the induction of Anaesthesia. *Update in Anaesthesia*, 24(2), 97-101.

Moreno, A. (2012). Breve historia de la anestesia. *SANID MILIT MEX*, 66(4), 189-194.

multiprocessing — Process-based parallelism — Python 3.7.6 documentation. (2020). Retrieved 24 January 2020, from <https://docs.python.org/3.7/library/multiprocessing.html>

Paavolainen, L. (2016). Post-operative complications of general anesthesia A recorded video presentation. *Jamk.Fi*, (November 2016).

Peker, M., Şen, B., & Gürüler, H. (2015). Rapid Automated Classification of Anesthetic Depth Levels using GPU Based Parallelization of Neural Networks

Raymer, K. (2013). *Understanding Anesthesia A Learner ' s Handbook*. <https://doi.org/10.1007/s12630-013-9971-1>

Trobec, R., Slivnik, B., Bulić, P., & Robič, B. (2018). Introduction to parallel computing. Cham: Springer.

10. ANEXOS

Anexo 1 - Protocolo V2

Anexo 2 - Consentimiento Informado V2

Anexo 3 - Marcas

Anexo 4 - Guía de uso de la interfaz