

Sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real para pacientes durante anestesia general

Yeimmy Constanza Morales Tovar
Maria Camila Villa Álvarez

Trabajo de grado presentado para optar al título de Bioingeniero

Asesor
John Fredy Ochoa Gómez, Doctor (PhD) en Ingeniería Electrónica

Universidad de Antioquia
Facultad de ingeniería
Bioingeniería
Medellín, Antioquia, Colombia
2022

Cita	Morales Tovar y Villa Alvarez, 2022 [1]
Referencia Estilo IEEE (2020)	[1] Morales Tovar, Y. C., y Villa Alvarez, M. C. "Sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real para pacientes durante anestesia general", trabajo de grado, bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellin, 2022.





Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

Repositorio Institucional: http://bibliotecadigital.udea.edu.co

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

Rector: John Jairo Arboleda Céspedes.

Decano: Jesús Francisco Vargas Bonilla.

Jefe departamento: John Fredy Ochoa Gómez.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

Agradecimientos

Al Grupo Neuropsicología y Conducta (Gruneco) y al anestesiólogo Francisco Javier Gómez Oquendo, por el apoyo brindado en la realización de este trabajo.

TABLA DE CONTENIDO

. RESUMEN 10
. ABSTRACT 11
I. INTRODUCCIÓN 12
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 15
III. JUSTIFICACIÓN 17
IV. OBJETIVOS 18
V. MARCO TEÓRICO 19
VI. METODOLOGÍA 23
VII. RESULTADOS 28
VIII. DISCUSIÓN 51
IX. CONCLUSIONES 56
. REFERENCIAS 58
. APÉNDICE 62
. ANEXOS 63

LISTA DE TABLAS

Tabla I RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA EL MONTAJE F3-FZ. 29
Tabla II RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS REGISTROS DE GRUNECO DURANTE CIRUGÍA. 31
Tabla III RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA LOS MONTAJES MONOPOLARES. 43
Tabla IV RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS MONTAJES MONOPOLARES. 43
Tabla V RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS RESULTADOS DE LA LPE CON MONTAJES MONOPOLARES. 46
Tabla VI RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA LOS MONTAJES BIPOLARES. 48
Tabla VII RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS MONTAJES BIPOLARES. 48
Tabla VIII RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS RESULTADOS DE LA LPE CON MONTAJES BIPOLARES. 51
Tabla IX ALGUNAS API DE QTHREAD. 70

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 Forma de onda de las diferentes bandas de frecuencias del EEG. 13

Fig. 2 Metodología para el desarrollo del sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real usando tecnologías libres. 23

Fig. 3 Ubicación de los electrodos bajo el sistema internacional 10-20. En azul se encuentra el lóbulo frontal, en verde el temporal, en amarillo el parietal y en rojo el lóbulo occipital. Se resaltan los electrodos Fz, F3 y F4 en la parte frontal y los electrodos A1 y A2 de tierra y referencia ubicados en la apófisis mastoides. 24

Fig. 4 Ubicación de los electrodos bajo el sistema internacional 10-20. En azul se encuentra el lóbulo frontal, en verde el temporal, en amarillo el parietal y en rojo el lóbulo occipital. Se resaltan los electrodos Oz, O1 y O2 en la región occipital y los electrodos A1 y A2 de tierra y referencia ubicados en la apófisis mastoides. 28

Fig. 5 Ventana de 4 segundos de dos de los registros del grupo Gruneco. Se muestra la señal sin filtrar y la señal procesada con filtros lineales, usando el método gust y el filtro Wavelet. 30

Fig. 6 Ventana de 5 segundos de dos de los registros de Gruneco. Se muestra la señal sin filtrar y la señal procesada con filtros lineales usando padlen y el filtro Wavelet. 30

Fig. 7 Distribución de las potencias relativas de la banda alfa antes y después del pre-procesamiento, para el hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz). 31

Fig. 8 Índice promedio de LPE para todos los sujetos del hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz) de una ventana de 5 segundos de los registros del grupo Gruneco. 32

Fig. 9 Porcentaje de asimetría entre hemisferios del participante 3 para una de las ventanas de 5 segundos de los registros antes de cirugía del grupo Gruneco. 33

Fig. 10 Porcentaje de asimetría entre hemisferios del participante 3 para una de las ventanas de 5 segundos de los registros durante anestesia del grupo Gruneco. 33
Fig. 11 Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros antes de cirugía del grupo Gruneco. 34
Fig. 12 Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros durante cirugía del grupo Gruneco. 34
Fig. 13 Escalograma con la densidad espectral de potencia del hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz) de una ventana de 5 segundos de dos registros del grupo Gruneco. 35
Fig. 14 Potencia relativa promedio de cada banda durante cirugía. 36
Fig. 15 Potencia relativa promedio de cada banda antes de cirugía. 36
Fig. 16 Interfaz gráfica de usuario para el Sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real, vista avanzada (superior) y vista básica (inferior). 38
Fig. 17 Creación de un hilo trabajador en Python para aplicaciones en tiempo real. 39
Fig. 18 Flujo de pre-procesamiento y procesamiento presente en el sistema desarrollado. 40
Fig. 19 Ventana de 5 segundos de señal antes y después de los filtros de dos participantes (electrodo Oz). 42
Fig. 20 Potencia promedio de la banda alfa para los montajes Oz, O1 y O2, tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados. 44
Fig. 21 Escalograma de una ventana de 5 segundos de unos de los participantes para el electrodo Oz. A la izquierda el escalograma para ojos abiertos y a la derecha para ojos cerrados. 44
Fig. 22 Porcentaje de asimetría entre hemisferios de una de las ventanas de 5 segundos de uno de los pacientes con el montaje monopolar. 45
Fig. 23 Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros en sujetos conscientes con el montaje monopolar. 45

Fig. 24 Entropía de permutación Lumped promedio para cada participante de los registros realizados en participantes conscientes. 47
Fig. 25 Ventana de 5 segundos de señal antes y después de los filtros de dos participantes (montaje O1-Oz). 47
Fig. 26 Potencia promedio de la beta respectivamente para el montaje O1-Oz, tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados. 49
Fig. 27 Porcentaje de asimetría entre hemisferios de una de las ventanas de 5 segundos de uno de los pacientes con el montaje bipolar. 49
Fig. 28 Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros en sujetos conscientes con el montaje bipolar. 50
Fig. 29 Escalograma de una ventana de 5 segundos de unos de los participantes para el montaje O1-Oz. A la izquierda el escalograma para ojos abiertos y a la derecha para ojos cerrados. 50
Fig. 30 Entropía de permutación Lumped promedio para cada participante de los registros realizados en participantes conscientes montaje bipolar. 52
Fig. 31 Ejemplo básico de formulario. 63
Fig. 32 Formulario no adaptable, en este ejemplo no se usan layouts. 64
Fig. 33 Selección de distribuciones en la barra de herramientas de Qt Designer. 64
Fig. 34 Menú para la selección de distribuciones. 64
Fig. 35 Formulario adaptable utilizando layouts, distribución horizontal 65
Fig. 36 Formulario con diferentes tipos de distribuciones. 65
Fig. 37 Formulario adaptable con diferentes tipos de distribuciones. 66
Fig. 38 Formulario adaptable con diferentes tipos de distribuciones y tamaño de widgets limitado por espaciadores. 66
Fig. 39 Ventana para la edición de los estilos de los objetos en Qt Designer. . . 67
Fig. 40 Ejemplo de sintaxis para cambio de estilos de un botón. 67
Fig. 41 Ejemplo de cambio de estilo de un botón usando la hoja de estilos de Qt Designer. 68

Siglas, acrónimos y abreviaturas

EEG	Señal electroencefalográfica
BIS	Índice biespectral
EMG	Señal electromiográfica
BCI	Interfaz cerebro computador
FIR	Filtros con respuesta finita al impulso
IIR	Filtros con respuesta infinita al impulso
DWT	Transformada discreta de Wavelet
PSD	Densidad espectral de potencia
AE	Entropía Aproximada
PE	Entropía de permutaciónr
LPE	Entropía de permutación Lumped
POO	Programación orientada a objetos
MVC	Modelo-Vista-Controlador
Gruneco	Grupo Neuropsicología y Conducta
Gust	Método de Gustafsson

RESUMEN

El monitoreo de la anestesia por medio de la actividad cerebral cada vez cobra más importancia. El fin es disminuir los efectos adversos que pueden presentarse al inducir una hipnosis farmacológica en los pacientes. Los índices derivados del EEG, como el BIS, solo logran caracterizar parcialmente la actividad cerebral. En cambio, la señal EEG contiene información fisiológica más completa y por lo tanto puede ser de gran ayuda para los anestesiólogos en el monitoreo anestésico. A diferencia de los equipos comerciales utilizados hoy en día para el monitoreo de la anestesia, en este trabajo se propone un sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real, de bajo costo, realizado con tecnologías libres y con un diseño centrado en el usuario. El procesamiento de las señales EEG propuesto, fue evaluado mediante señales antes y durante cirugía del repositorio del grupo Gruneco. Se demostró que este procesamiento permite captar los cambios fisiológicos de la banda alfa, que es posiblemente la más relevante en el proceso anestésico. Además, se analizó el desempeño del software en pruebas con sujetos conscientes. Este fue un primer acercamiento para evaluar el sistema diseñado. Se logró una aplicación en tiempo real, funcional y estable. Sin embargo, es necesario mejorar aspectos relacionados con la visualización, así como realizar más estudios con pruebas estandarizadas y contar con una población de estudio de mayor tamaño, con el fin de establecer una versión final apta para pruebas durante cirugía.

Palabras clave **— EEG, anestesia, tecnologías libres, software, procesamiento, visualización, tiempo real.**

ABSTRACT

Monitoring the effects of anesthesia on brain activity is becoming increasingly important. The purpose is to reduce the adverse effects that may occur when inducing pharmacological hypnosis in patients. EEG-derived indices, such as the BIS, are only able to partially characterize brain activity. In contrast, the EEG signal contains more complete physiological information and therefore can be of great help to anesthesiologists in anesthetic effects monitoring. Unlike the commercial equipment used nowadays for anesthesia monitoring, this work proposes a low-cost, real-time EEG signal processing and visualization system, made with open-source technologies and with a user-centered design. The proposed EEG signal processing system was evaluated using signals collected before and during surgery from the Gruneco group repository. It was shown that this processing makes it possible to capture physiological changes in the alpha band, which is possibly the most relevant band in the anesthetic process. In addition, the performance of the software in tests involving conscious subjects was analyzed. This was the first approach used to evaluate the designed system. A real-time, functional and stable application was achieved. However, it is necessary to improve aspects related to visualization, as well as to carry out more studies with standardized tests and to have a larger study population, in order to establish a final version suitable for testing during surgery.

Keywords **— EEG, anesthesia, open source technologies, software, processing, display, real time.**

I. INTRODUCCIÓN

La anestesia general proporciona inconsciencia e insensibilidad general reversible a los pacientes, este tratamiento puede ser administrado mediante la inyección o la inhalación de fármacos. Los elementos principales que componen a la anestesia general son la inconsciencia, la analgesia, la amnesia, la relajación muscular y la disminución de la respuesta motora a estímulos nocivos [1]. Los agentes anestésicos no mitigan la actividad cerebral directamente, estos ejercen efectos específicos a los sistemas cerebrales que dependiendo del fármaco y la dosis pueden producir diferentes estados de conciencia. Estos anestésicos pueden generar una ausencia total de la experiencia subjetiva (inconsciencia), episodios de consciencia sin percepción del entorno (conciencia desconectada) similar a lo que se produce durante el sueño, o episodios de conciencia con conocimiento del entorno (conciencia conectada). Estos estados pueden ser vistos como niveles de conciencia y se han intentado determinar con ayuda de las señales electroencefalográficas (EEG) [2].

El EEG mide de forma indirecta la actividad eléctrica cerebral, los electrodos miden la diferencia de potencial que se genera entre dos áreas cerebrales incluso durante reposo, durante el sueño y durante diversas actividades. Desde hace más de 80 años se demostró que ocurren cambios sistemáticos en el EEG durante la anestesia [3]. La forma de la señal EEG es característica para cada anestésico, sin embargo, los cambios a medida que la concentración de anestesia aumenta son similares.

Cuando la concentración de anestesia es baja, la señal tiene baja amplitud y alta frecuencia, a medida que la concentración aumenta la amplitud crece y la frecuencia de la señal baja. En altas concentraciones de anestesia aparecen patrones que se caracterizan por tener zonas con cambios de amplitud muy grandes seguidos con patrones de supresión (brote supresión), indicando que la anestesia es muy profunda. Si la concentración sigue aumentando hay un aplanamiento completo de la señal [4]. Debido a este comportamiento, se propuso el EEG como una posible medida de la profundidad anestésica y desde entonces, el EEG y sus cambios se han estudiado para los diferentes anestésicos y su uso se ha ampliado hasta llegar a los índices presentes en monitores de anestesia [3].

Adicionalmente, las diferentes bandas de frecuencia presentes en las señales EEG también suministran información. Las oscilaciones en el EEG se clasifican en cinco bandas de frecuencia: delta, teta, alfa, beta y gama, y cada una representa un rango de frecuencia específico y tiene una forma característica (figura 1). La banda alfa (8-13 Hz) es posiblemente la más relevante en el proceso anestésico, esta se observa en la región occipital principalmente en personas despiertas y con los ojos cerrados; sin embargo, en anestesia es más dominante en la región frontal especialmente cuando la concentración es adecuada para cirugía, mostrando una anteriorización de la banda alfa, que es común en los anestésicos Isoflurane, Sevoflurane y Propofol [4].

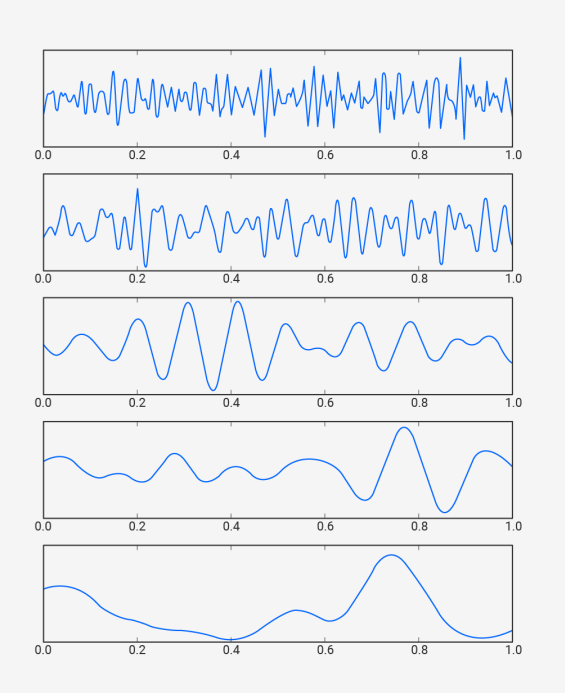


Fig. 1. Forma de onda de las diferentes bandas de frecuencias del EEG.

Como ya se mencionó anteriormente, los cambios en el EEG dependen del anestésico, estas diferencias también se pueden observar en un espectrograma. El espectrograma relaciona el tiempo, la frecuencia y la potencia, específicamente muestra cuáles frecuencias presentan mayor o menor potencia a lo largo del tiempo. El propofol presenta entonces un espectrograma característico, este muestra que hay mayor potencia para las frecuencias de la banda alfa y frecuencias menores a esta banda. Tanto la señal EEG, como el espectrograma suelen

mostrarse en equipos comerciales.

Algunos monitores comerciales de EEG son el Narcotrend, que usa un indicador que se correlaciona con un índice llamado índice biespectral (BIS) [5], el monitor Conox que calcula dos índices [6] y el monitor Neurosense que utiliza un índice obtenido a partir de la transformada Wavelet [7]. Existen varios dispositivos comerciales para el registro de señales EEG, algunos de ellos adicionalmente son de código abierto y bajo costo como la tarjeta Cyton Biosensing de OpenBCI.

Por consiguiente, este proyecto hará uso de la tecnología OpenBCI para desarrollar un software que apoye a los anestesiólogos durante cirugía. El sistema a desarrollar se plantea de forma tal que permita visualizar la señal EEG acondicionada de ambos hemisferios y el cambio en la forma de la señal a medida que se administra la anestesia. Igualmente, en el sistema se podrán visualizar las ondas de frecuencia de la señal para observar la anteriorización de la banda alfa durante la anestesia con Propofol.

Para el desarrollo del software y para poder hacer uso del EEG en el monitoreo de la anestesia, es importante hacer una adecuada adquisición de la señal, esto implica usar técnicas que permitan realizar un correcto filtrado y reducción de artefactos presentes en la señal, ya que generalmente viene contaminada con mucho ruido y con la señal electromiográfica (EMG) del mismo paciente. Actualmente existen varias técnicas para la reducción de artefactos, existen técnicas matemáticas clásicas y técnicas de Machine Learning [8]; sin embargo, sin el acceso a una base de datos que permita el entrenamiento de los algoritmos de Machine learning y pensando en aplicaciones en tiempo real, el enfoque del preprocesamiento debe ser basado en técnicas como la transformada Wavelet y el uso de filtros lineales digitales [9], [10].

A continuación se presenta el planteamiento del problema y la justificación para aclarar las razones principales para usar las señales EEG durante cirugía. Igualmente se presentan los objetivos planteados para el desarrollo del software, las consideraciones teóricas y la metodología implementada. Finalmente se presenta la versión final del sistema y se detallan los aspectos más relevantes de su diseño.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A lo largo de los años se ha evidenciado la importancia de medir y evaluar la actividad eléctrica cerebral en intervenciones quirúrgicas con el objetivo de monitorear la profundidad anestésica de los pacientes [11]. En los procedimientos quirúrgicos que requieren el uso de anestesia general es necesario inducir una hipnosis farmacológica, lo que produce una alteración parcial de la conciencia de los pacientes con el fin de que puedan tolerar dichos procedimientos [2]. Los monitores de anestesia son de gran importancia para controlar estas hipnosis farmacológicas y son especialmente relevantes para pacientes con alto riesgo anestésico debido a que minimizan los efectos adversos que estas sustancias pueden producir, como el deterioro de la capacidad cognitiva a largo plazo o el delirio postoperatorio, al individualizar las dosis según las necesidades específicas de cada paciente [5].

Actualmente, se usa la señal electroencefalográfica (EEG) para extraer índices que se puedan relacionar con la profundidad anestésica, uno de los más usados es el análisis biespectral (BIS) [11]. Los monitores de EEG comerciales como el Narcotrend, Conox, Neurosense, entre otros, utilizan índices como el índice BIS con el objetivo de determinar el nivel de conciencia durante la anestesia a medida que aumenta la concentración del anestésico. Este índice sólo caracteriza parcialmente las características del EEG. Por ejemplo, durante una incisión cutánea la forma de la señal EEG cambia, aumenta la frecuencia y disminuye la amplitud, aun así, esto no siempre se refleja en el BIS. En algunos pacientes el BIS aumenta después de la incisión, en otros disminuye y en algunos pacientes se mantiene sin cambios. Adicionalmente, para hacer uso del BIS es necesario tener una analgesia adecuada antes de hacer uso del índice [4].

Por el contrario, la señal sin procesar de EEG no requiere de una analgesia adecuada para ser utilizada en el análisis del nivel de la profundidad anestésica durante procedimientos quirúrgicos. A pesar de que esta señal varía en gran medida entre pacientes, la forma en que los patrones de la señal cambian cuando difieren las concentraciones de los diferentes anestésicos es bastante similar entre los individuos. La señal de EEG sin procesar contiene información fisiológica más completa por lo que es más sensible a la hora de monitorear la

anestesia durante cirugía y otros cambios como la hipotermia y la hipercapnia o hipocapnia. Además, está señal cruda es relativamente más fácil de interpretar y es sensible a estímulos nocivos [4]. Debido a la sensibilidad que presenta el EEG ante estímulos y cambios fisiológicos se ha considerado que la forma de la señal podría ser de gran ayuda para los anestesiólogos, igualmente conocer la actividad eléctrica de ambos hemisferios y los cambios tanto en tiempo como en frecuencia de las señales EEG también podrían evitar complicaciones durante las cirugías [3].

A. Antecedentes

Los monitores de EEG comerciales como el Narcotrend usan dos canales para comparar los hemisferios cerebrales. Los datos del Narcotrend se actualizan cada 20 segundos para lograr distinguir 6 estados con letras desde la A a la F y un índice del 0 al 100 que se correlaciona con el índice BIS. Sin embargo; la información clínica es insuficiente para asegurar una equivalencia [5]. Otros monitores como el Conox cuentan con un solo canal, éste calcula dos índices que se actualizan cada 10 segundos, un índice para la profundidad anestésica y otro para la respuesta nociceptiva (respuesta al dolor) [6]. Por otro lado, el monitor Neurosense utiliza un índice obtenido usando la transformada Wavelet, para determinar la consciencia de los pacientes. Sin embargo hay estudios que muestran discrepancias entre este índice y el BIS [7].

Como se mencionó anteriormente, existen varios dispositivos comerciales para el registro de señales EEG y algunos de ellos son de código abierto como la tarjeta Cyton Biosensing de OpenBCI. El OpenBCI es un hardware de bajo costo y de alta calidad para plataforma de interfaz cerebro computador (BCI por sus siglas en inglés). Dado su bajo costo y reciente aparición, esta tecnología aún no es reconocida como un dispositivo médico y su aplicación clínica está en fase exploratoria con resultados prometedores en estudios de rehabilitación o estudios de envejecimiento [12, 13]. En la Universidad de Antioquia durante los últimos años se han desarrollado proyectos evaluando la fiabilidad de la medición de la actividad cerebral capturada por el OpenBCI como el proyecto “Evaluación de los cambios de la actividad eléctrica cerebral durante anestesia general usando electroencefalografía portable” publicado

en la Revista Colombiana de Anestesiología [14].

III. JUSTIFICACIÓN

Los monitores de anestesia utilizados hoy en día tienen un precio elevado en el mercado, su precio oscila entre USD$4.000 hasta más de USD$5.500, por lo que no es factible que este equipo esté presente dentro de muchos quirófanos del país. Por ende, este proyecto está enmarcado en el Plan Estratégico Institucional 2019-2022 del Ministerio de Salud y Protección Social en el pacto estructural de equidad que cuenta con la línea "Salud para todos con calidad y eficiencia, sostenible por todos" [15].

Este pacto busca a largo plazo una cobertura universal sostenible financieramente. Entre sus objetivos busca lograr más infraestructura y dotación en salud, como soporte al acceso efectivo y la calidad [15]. El sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real desarrollado con tecnologías libres que se propone en este trabajo, responde a este objetivo, puesto que se puede generar un producto más asequible, intuitivo para los profesionales en anestesiología y que además sea una herramienta adecuada en las cirugías que requieran el uso de anestesia general para así evitar las complicaciones ya mencionadas.

El software contará con un diseño centrado en el usuario, basado en los requerimientos sugeridos en el levantamiento de requisitos realizado junto a un profesional en anestesiología. Además, el software se basa en EEG usando electrodos superficiales por lo que es seguro para los pacientes.

IV. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Desarrollar un sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real para pacientes durante anestesia general con Propofol, usando tecnologías libres.

B. Objetivos específicos

- Diseñar filtros para corregir artefactos en las señales usando técnicas lineales y no lineales.
- Desarrollar una interfaz de usuario para visualizar la señal procesada en tiempo real y las bandas de frecuencia de la señal EEG.
- Realizar la validación del sistema con registro de señales EEG en tiempo real.

V. MARCO TEÓRICO

A. Procesamiento

En electroencefalografía tanto el ruido como la señal EEG pueden encontrarse en una misma banda de frecuencia por lo que al filtrar la señal se debe tener cuidado de no suavizar los componentes de interés, es decir, se debe elegir la frecuencia de corte del filtro de forma tal que elimine la mayor cantidad de ruido posible sin distorsionar la señal. Es por esto que se trabaja con filtros no lineales como el filtro Wavelet y filtros lineales. Los filtros lineales digitales se dividen en filtros con respuesta finita al impulso (FIR) y filtros con respuesta infinita al impulso (IIR). En especial, los filtros FIR suelen ser más usados debido a su estabilidad y linealidad de fase, igualmente suelen ser más eficientes computacionalmente. Además, en electroencefalografía solo se suelen considerar los filtros FIR de fase lineal y simétricos [12, 16]. En cuanto al filtro Wavelet, este es una aplicación particular de la transformada Wavelet.

La transformada Wavelet relaciona las características temporales de una señal con sus componentes en frecuencia, esto lo hace al representar la señal con funciones finitas llamadas Wavelets. A diferencia de la transformada de Fourier, esta transformada no asume que las señales sean periódicas [17]. Una de las Wavelets continuas más usadas es la Complex Morlet que permite hacer análisis tiempo-frecuencia [18]. El análisis tiempo-frecuencia es útil para detectar supresiones en la señal, para calcular la amplitud y para dar información de la relación brote supresión [4].

La transformada discreta de Wavelet (DWT) es un caso especial de la transformada Wavelet, en la que se descompone la señal en dos partes, una parte de alta frecuencia (aproximaciones) y otra de baja frecuencia (detalles). Esta descomposición se puede dar en varios niveles y cada descomposición es independiente al garantizar que todas las aproximaciones y detalles sean ortogonales. La señal original se puede volver a reconstruir usando la transformada inversa [19, 20].

La DWT permite hacer tanto análisis tiempo-frecuencia como filtrar las señales. Los filtros Wavelet ortogonales tienen la característica de conservar la energía, especialmente los filtros que usan los Wavelets Daubechies, Symlet o Coiflet. Si bien no hay un Wavelet en

específico que funcione mejor para todas las señales, los filtros Wavelet tienen en común que tienden a preservar las características de las señales al mismo tiempo que reducen artefactos como la presencia de la señal electrocardiográfica y electromiográfica; esto se logra al escoger un umbral que condiciona los coeficientes de la transformada inversa al momento de reconstruir la señal [13, 19].

El umbral se puede determinar de varias maneras, uno de los métodos más usados es llamado el umbral universal que tiene en cuenta una estimación de la desviación estándar del ruido y el tamaño de las muestras. La desviación estándar del ruido, se estima teniendo en cuenta el valor absoluto de la mediana de todos los detalles dividido 0.6745. Después de determinar el umbral, si los coeficientes que están por debajo de éste se eliminan y los que están por encima se conservan, se tiene una umbralización estricta (hard). Se pueden obtener otros tipos de umbralizaciones al escalar los coeficientes que se encuentran por encima del umbral [21].

Como ya se mencionó anteriormente, la transformada Wavelet permite hacer análisis tiempo-frecuencia; sin embargo, para hacer un análisis más detallado en frecuencia se debe hacer análisis espectral. El análisis espectral se divide en dos: transformada de Fourier, cuando la señal es periódica y no es ruidosa; y la densidad espectral de potencia (PSD). Para hacer una representación visual de la PSD, Welch propuso un método donde la señal se divide en segmentos que pueden llegarse a solapar y a cada segmento se le aplica la transformada discreta de Fourier. Como ya se había mencionado anteriormente, la transformada de Fourier está pensada para señales periódicas, por lo que en este caso se usan funciones ventanas que permiten minimizar los efectos de transiciones bruscas o discontinuidades. Algunas ventanas son la ventana rectangular, Harm o Hanning, Hamming, entre otras. Estos dos pasos hacen las veces de un filtro pasa banda para limitar la señal por bandas de frecuencia. Finalmente, a cada segmento se le calcula la potencia y se promedia para reducir variaciones aleatorias [22].

El análisis espectral ayuda a cuantificar los cambios en el EEG debidos a los efectos de la anestesia [23], por lo que es uno de los métodos más usados para calcular diferentes índices en EEG, como por ejemplo la entropía y el BIS. Como ya se había mencionado anteriormente,

el BIS solo caracteriza parcialmente el EEG [4] y, por lo tanto, no es una medida fiable para distinguir entre conciencia e inconsciencia [24]. La entropía espectral es una medida lineal, por lo que no es óptima para analizar EEG que tiene comportamientos no lineales, sin embargo, otras entropías como por ejemplo la entropía Aproximada (AE) se puede usar para cuantificar la regularidad de señales EEG. La AE se limita a cuantificar qué tan compleja es una señal, se usa para medir qué tan previsible es la señal EEG, a mayor índice AE menos previsible la señal. Sin embargo, este método tiene ciertas limitaciones, principalmente porque no funciona bien cuando el paciente está despierto [25] y además requiere de señales estacionarias, sin artefactos y de registros de larga duración [23] por lo que no es viable para aplicaciones en tiempo real.

Dentro de la literatura también se encuentra la entropía de permutación (PE), que se propuso como una medida de la complejidad de señales como la EEG y es menos sensible a artefactos. No obstante, no reconoce con precisión todos los niveles de anestesia, especialmente en anestesia profunda. Aun así, la PE se puede implementar para análisis en tiempo real. Para superar las limitaciones de los diferentes métodos de entropía, se han propuesto diferentes variaciones, especialmente de la PE. Por ejemplo, la Entropía de permutación Lumped (LPE) tiene una fuerte correlación inversa con las concentraciones de propofol y es más eficiente computacionalmente a la hora de caracterizar la profundidad anestésica en tiempo real [23, 25].

La LPE se obtiene de manera similar a la PE, generando una matriz de vectores con valores superpuestos, posteriormente se genera una nueva matriz indicando el orden de cada uno de los elementos del vector, esta es la matriz de permutación. La LPE a diferencia de la PE itera la matriz inicial, restando el dato mayor con el siguiente, si la resta es menor a un umbral H, se resta una unidad a todos los elementos del vector de la matriz de permutaciones. De esta forma, un solo patrón en PE puede convertirse en varios patrones diferentes en la LPE. Si el umbral es igual a cero, la LPE tiene el mismo resultado que la PE. Los autores que propusieron la LPE lograron demostrar que este índice responde mejor en condiciones ruidosas durante anestesia con propofol [25].

B. Interfaz de usuario

Para desarrollar sistemas en tiempo real que permitan el monitoreo de la anestesia durante las cirugías, se debe tener en cuenta que la eficiencia de este tipo de sistemas no solo depende de la exactitud de los resultados de cómputo, sino también del momento en que estos resultados son entregados. En aplicaciones en tiempo real, donde el tiempo de respuesta es un factor clave, se considera más adecuado el uso de la programación en hilos comparado con la programación secuencial tradicional. La programación en hilos es un tipo de programación recurrente que permite tener varios flujos de ejecución simultáneos e independientes realizando diferentes tareas dentro del sistema [26, 27].

En la programación por hilos se utiliza la programación orientada a objetos (POO). El paradigma de programación POO estructura el código de manera simple en unidades denominadas clases, en las cuales se crean objetos que se relacionan entre sí para desarrollar diferentes tareas dentro de un mismo programa de software [28]. En sistemas donde se requiere el uso de interfaces de usuario es muy útil aplicar la arquitectura de Modelo-Vista-Controlador (MCV) implementada con POO, donde según sus funciones se separa todo el código en tres bloques, cada uno se encarga de realizar tareas específicas y diferentes. En el Modelo se trabaja con los datos de la aplicación, la Vista se encarga del diseño y la presentación del programa y finalmente, en el Controlador se ejecutan los comandos de la vista y el modelo [29]. Todas estas herramientas de programación se utilizan para reducir la complejidad del desarrollo, para crear independencia en el funcionamiento, facilitar el mantenimiento en caso de errores y para mejorar la eficiencia del software en general.

VI. METODOLOGÍA

Para desarrollar el sistema de procesamiento y visualización de señales EEG hay 5 actividades principales tal como muestra la figura 2, estas son el levantamiento de requisitos, el pre-procesamiento, procesamiento, diseño de la interfaz de usuario y validación del sistema. Cada una de estas actividades se describe a continuación.

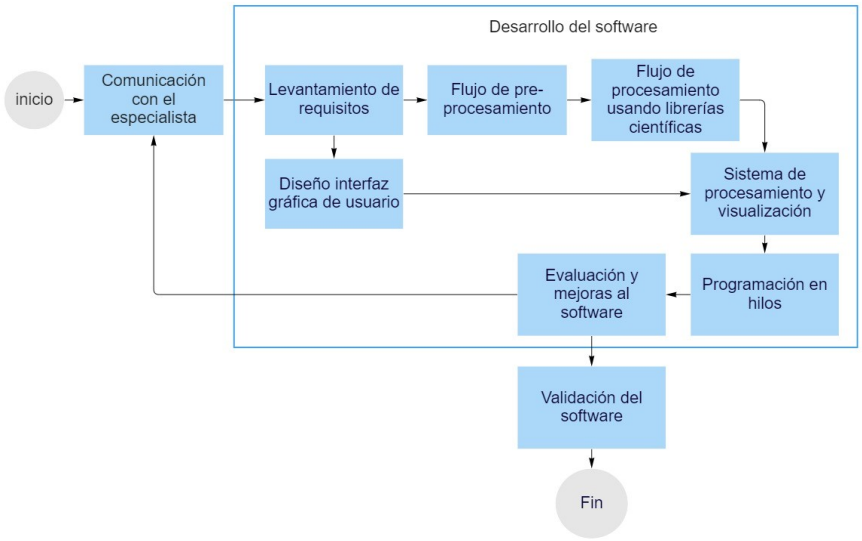


Fig. 2. Metodología para el desarrollo del sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real usando tecnologías libres.

A. Levantamiento de requisitos

Como primera etapa para el desarrollo, se realizará el levantamiento de requisitos por medio de entrevistas a un profesional en anestesiología del Hospital Alma Máter de Antioquia con el fin de centrar el diseño en el usuario.

B. Esquema de pre-procesamiento de las señales EEG

En un Proyecto Integrativo de Semestre, realizado por los mismo autores de este trabajo (apéndice A), se probaron varios flujos de pre-procesamiento en registros de 5 minutos de señales EEG pertenecientes al Grupo Neuropsicología y Conducta (Gruneco). Estas

señales fueron obtenidas antes y durante cirugía de pacientes bajo anestesia con el fármaco Propofol. Los registros de Gruneco fueron realizados con electrodos ubicados bajo el sistema internacional 10-20 usando los electrodos en las posiciones AFz, Fz, F3, F4, Cz, C3, C4, Pz [10]. Estas señales se usarán para evaluar el pre-procesamiento teniendo en cuenta solo los electrodos frontales Fz, F3 y F4. De esta forma se trabajará con dos montajes F3-Fz para el hemisferio izquierdo y F4-Fz para el hemisferio derecho (figura 3). Este tipo de montaje, es un montaje bipolar que es ampliamente usado en registros durante anestesia.

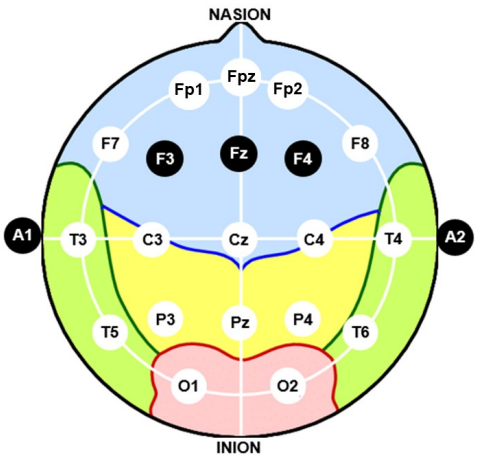


Fig. 3. Ubicación de los electrodos bajo el sistema internacional 10-20. En azul se encuentra el lóbulo frontal, en verde el temporal, en amarillo el parietal y en rojo el lóbulo occipital. Se resaltan los electrodos Fz, F3 y F4 en la parte frontal y los electrodos A1 y A2 de tierra y referencia ubicados en la apófisis mastoides.

El flujo que permitió realzar las potencias de la banda alfa en el anterior estudio, será aplicado en este trabajo para observar el efecto del procesamiento sobre las señales de Gruneco obtenidas durante anestesia general, esta vez usando ventanas pequeñas de 5 segundos. Por lo tanto, para la estrategia de corrección primero se aplicarán filtros lineales pasa bajas y pasa altas y finalmente se aplicará el filtro Wavelet con el Wavelet Daubechies 6, umbralización tipo hard, umbral universal y ponderación simple.

Para observar el efecto del procesamiento sobre las señales de Gruneco, se comparará la potencia relativa en la banda alfa (rango de 8-13 Hz). Para obtener la potencia se utilizará el periodograma de Welch con ventana de Hanning de 5 segundos y solapamiento de 4 segundos.

Es decir, cada ventana tendrá un segundo de datos nuevos. La comparación se hará para hemisferio izquierdo y hemisferio derecho usando pruebas estadísticas.

C. Procesamiento de señales EEG

El procesamiento de las señales también se realizará en un principio con los registros de Gruneco. Se calculará la entropía de permutación Lumped como medida de la complejidad de la señal para los registros durante cirugía y los registros que Gruneco tiene de antes de cirugía para los mismos pacientes. Se comparará cómo cambia la medida y si estos cambios corresponden con los reportados en la literatura.

Nuevamente se usará Welch para obtener la potencia relativa de todas las bandas durante anestesia y se aplicará la transformada continua de Wavelet usando el Complex Morlet Wavelet para graficar el escalograma de la señal EEG. Finalmente, se calculará la asimetría (en porcentaje) entre hemisferios. En la literatura se encuentran diferentes formas de calcular este índice, sin embargo para el software se calculará como la relación entre las potencias totales del hemisferio izquierdo respecto a la suma de las potencias totales de ambos hemisferios.

Esta relación entre potencias también fue usada en un estudio donde evaluaron la asimetría entre hemisferios para pacientes sometidos a cirugías cardíacas usando el fármaco Propofol [30]. Como la asimetría se calcula respecto a las potencias en el hemisferio izquierdo, una asimetría del 50 % implica que las potencias entre hemisferios son iguales. Una asimetría mayor indica mayores potencias en el hemisferio izquierdo y una asimetría menor, mayores potencias en el hemisferio derecho.

El delirio postoperatorio es uno de los efectos adversos de la anestesia. Los autores del estudio tenían la hipótesis de que pacientes con delirio postoperatorio presentaban valores de asimetría que los pacientes sin delirio no presentaban [30]. Por esta razón, se incluye el índice dentro del procesamiento de las señales.

D. Desarrollo interfaz de usuario

Para desarrollar la interfaz gráfica de usuario se implementará la arquitectura de diseño Modelo-Vista-Controlador y el modelo de programación orientada a objetos con el lenguaje Python. Adicionalmente, mediante el entorno de desarrollo integrado Qt Creator, se crearán y estructurarán los componentes gráficos de la aplicación teniendo en cuenta los requerimientos establecidos previamente en la sección de levantamiento de requisitos. El preprocesamiento y procesamiento descrito anteriormente, se implementará en el software para los registros en tiempo real.

E. Validación del sistema

El primer paso para evaluar el software es probarlo con participantes fuera de cirugía con el fin de determinar el funcionamiento general de este y finalmente, como parte de un trabajo futuro, probar su funcionamiento durante cirugía con pacientes bajo anestesia general. Sin los efectos de la anestesia no se puede observar la anteriorización de la banda alfa, por lo que las pruebas a realizar se deben ajustar.

Como se mencionó anteriormente, la banda alfa se observa en la región occipital principalmente en personas despiertas y con los ojos cerrados. En reposo se da un fenómeno llamado bloqueo en alfa que es una interrupción abrupta de estas ondas cuando una persona abre los ojos. Este fenómeno ocurre cuando el individuo presta atención a los objetos en su entorno según la intensidad de los estímulos, la complejidad, familiaridad y significado de estos [31]. De esta forma, la banda alfa aumenta cuando la persona está en reposo y con los ojos cerrados y disminuye su potencia cuando abre los ojos y presta atención a estímulos externos, por ejemplo estímulos visuales.

Como estímulo visual se mostrarán imágenes complejas con muchos detalles durante 2 minutos y posteriormente se le indicará a los participantes que cierren los ojos por otros 2 minutos. Para garantizar que los participantes presten atención se les harán preguntas sobre las imágenes una vez termine el registro. Las pruebas se realizarán a estudiantes de la Universidad de Antioquia que manifiesten su interés en participar voluntariamente del

proyecto, que no tengan antecedentes de trauma craneoencefálico, epilepsia o convulsiones, alteraciones neurológicas o musculares. Igualmente no se tendrán en cuenta personas con abuso de drogas, mujeres embarazadas y estudiantes con implantes metálicos en la cabeza o en zonas cercanas.

Para el desarrollo de estas pruebas se empleará el protocolo de adquisición usado anteriormente por Gruneco [14], este implica usar la tarjeta para electroencefalografía portable y de bajo coste OpenBCI, posicionando los electrodos mediante el sistema internacional 10-20 mostrado en la figura 4. Para este trabajo sólo se tendrán en cuenta los electrodos en posición Oz, O1 y O2 debido a que se encuentran situados en la región occipital del arreglo que es donde se encuentra la mayor parte de la corteza visual y es la región encargada de procesar los estímulos visuales.

Al implementar el software se verificará que no existan errores en el pre-procesamiento y procesamiento de los datos, es decir que el software funcione correctamente durante todo el registro. Se realizará un análisis descriptivo cualitativo donde se revisará que se presente el bloqueo de alfa, para esto, se confirmará si las ondas EEG visualizadas en la interfaz cambian si el participante tiene los ojos abiertos o cerrados, y si estos cambios corresponden con los descritos en la literatura. Además, por medio del semáforo y los diagramas de barras se evaluará si con los ojos cerrados el participante registra una mayor actividad eléctrica entre los 8 y 13 Hz aproximadamente. De está manera se pretende asegurar que haya una correspondencia entre los diferentes elementos gráficos presentes en la interfaz y que el software logre capturar los cambios en la banda alfa. El objetivo de estas pruebas es evaluar la capacidad del software de detectar en tiempo real las variaciones en la banda alfa debidas a los cambios en la condición de ojos abiertos, ojos cerrados.

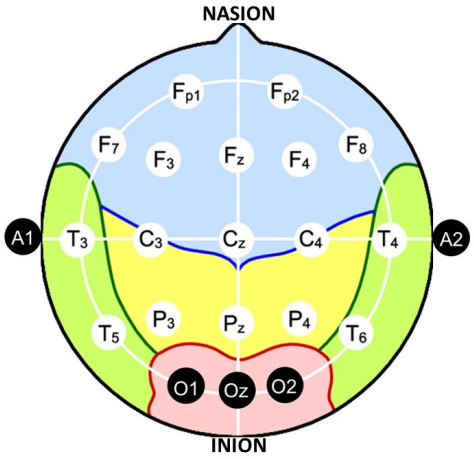


Fig. 4. Ubicación de los electrodos bajo el sistema internacional 10-20. En azul se encuentra el lóbulo frontal, en verde el temporal, en amarillo el parietal y en rojo el lóbulo occipital. Se resaltan los electrodos Oz, O1 y O2 en la región occipital y los electrodos A1 y A2 de tierra y referencia ubicados en la apófisis mastoides.

VII. RESULTADOS

A. Esquema de pre-procesamiento de las señales EEG

El pre-procesamiento se planteó usando las señales de Gruneco registradas durante anestesia general con el fármaco propofol. Como el sistema planteado debe procesar los datos en tiempo real, se debe trabajar con ventanas de tiempo pequeñas de forma tal que el tiempo entre la captura de estos y la visualización de la señal procesada sea corto. Este tamaño de ventana fue condicionado por los filtros lineales.

Para corregir los artefactos de la señal EEG se aplicaron filtros lineales pasa bajas y pasa altas con frecuencias de corte de 28 Hz y 3 Hz respectivamente. Se diseñaron filtros FIR de fase lineal debido a su estabilidad y linealidad de fase, estos se aplicaron por medio de la librería 'signal' de Scipy con la función 'filtfilt' que permite generar filtros con fase cero. La función cuenta con dos opciones para manejar los bordes de la señal y así corregir los artefactos que puedan llegar a generar las discontinuidades, estos son el 'padlen' y el método de Gustafsson 'gust' [32].

El método 'gust' permitió trabajar con ventanas de diferentes tamaños incluso con

ventanas de 1 segundo que corresponden a 250 datos, sin embargo el método 'padlen' solo permitió trabajar con ventanas mayores a 1246 datos que corresponden a 4.984 segundos. El método extiende ambos extremos del eje, aumentando el número de datos antes de aplicar el filtro, por lo que su limitación se debe a que el número de datos adicionales no puede ser mayor a el número de datos de la señal de interés.

Si bien el método 'gust' permite trabajar con ventanas más pequeñas, este necesita mayor tiempo de cómputo que el método 'padlen'. Una ventana de 5 segundos se demora en ser procesada 592.479 ms con 'gust' y 15.583 ms con 'padlen'. Además, con ventanas muy pequeñas, el método 'gust' distorsiona los bordes de la señal (figura 5) por lo que no se consideró un método adecuado. Por consiguiente, se trabajó con ventanas de 5 segundos aplicando el método de 'padlen'. En la figura 6 se presentan las señales en el tiempo de dos participantes antes y después de ser filtradas con este método.

Igualmente, se calculó la potencia relativa de todas las bandas, para poder comparar las señales antes y después de ser filtradas. Primero se usó la prueba de Shapiro-Wilk, eliminando los valores atípicos, con el fin de corroborar el tipo de distribución de los datos. Los resultados de la prueba muestran que los datos pueden tener una distribución normal, excepto en el caso de la banda alfa para el montaje F3-Fz después de los filtros y para gama cuando la señal no se ha procesado (tabla I). No se trabajó con la banda delta porque es muy susceptible a artefactos de baja frecuencia.

TABLA I
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA EL MONTAJE F3-FZ.

Montaje	P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
F3-Fz	Sin filtrar	0.413	0.142	0.715	0.015
	Con filtros	0.666	0.043	0.691	0.368
F4-Fz	Sin filtrar	0.306	0.761	0.715	0.040
	Con filtros	0.163	0.946	0.691	0.453

Si bien, la prueba de Shapiro-Wilk muestra una distribución normal de los datos, se

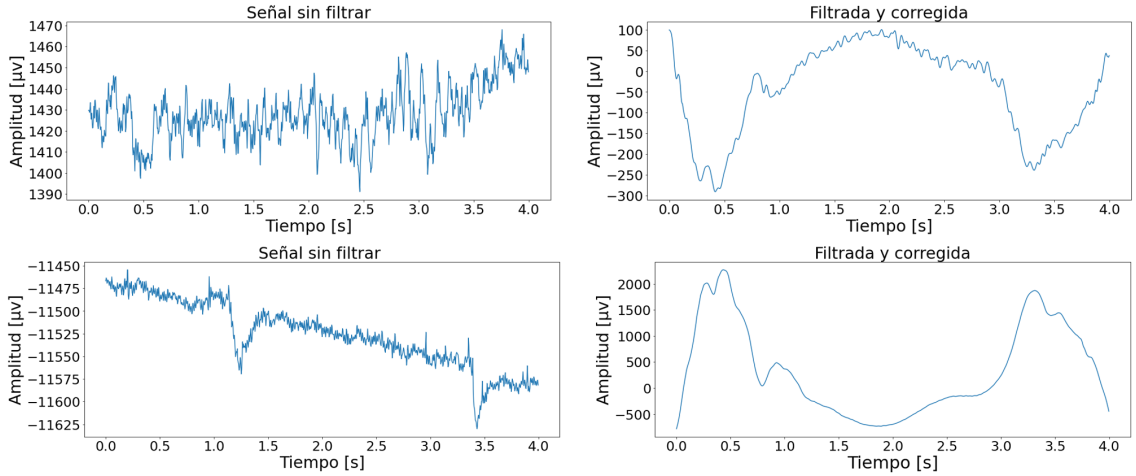


Fig. 5. Ventana de 4 segundos de dos de los registros del grupo Gruneco. Se muestra la señal sin filtrar y la señal procesada con filtros lineales, usando el método gust y el filtro Wavelet.

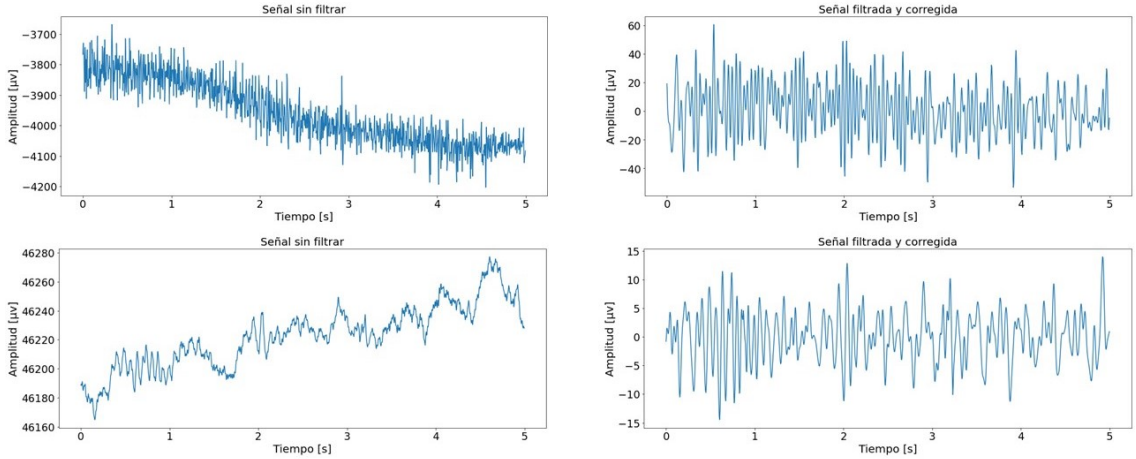


Fig. 6. Ventana de 5 segundos de dos de los registros de Gruneco. Se muestra la señal sin filtrar y la señal procesada con filtros lineales usando padlen y el filtro Wavelet.

trabajó con pruebas estadísticas no paramétricas, puesto que las pruebas no paramétricas hacen menos suposiciones y por lo tanto son más robustas. Adicionalmente, con tamaños de muestra pequeños, es más recomendable usar pruebas no paramétricas [33]. Por lo tanto, se usó la prueba de Wilcoxon que es una prueba no paramétrica y permite comparar dos muestras relacionadas y determinar si hay diferencias significativas entre ellas.

La prueba de Wilcoxon mostró que la potencia en la banda alfa antes y después de los filtros tiene una distribución diferente (figura 7). En consecuencia, la diferencia en la

potencia relativa antes y después del pre-procesamiento es estadísticamente significativa, es decir, al aplicar los filtros como estrategia para corregir los artefactos de la señal, se logra un aumento significativo en la energía de la banda alfa que es una de las bandas más relevantes en anestesia. Esta diferencia no se pudo evidenciar en otras bandas como en la banda teta y en beta para el montaje F4-Fz (tabla II).

TABLA II
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS REGISTROS DE GRUNECO DURANTE CIRUGÍA.

P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
F3-Fz	0.770	0.002	0.020	0.002
F4-Fz	0.695	0.002	0.131	0.002

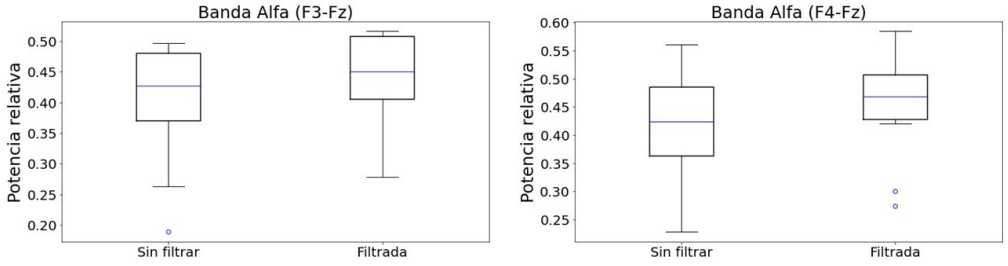


Fig. 7. Distribución de las potencias relativas de la banda alfa antes y después del pre-procesamiento, para el hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz).

B. Procesamiento de señales EEG

Se calculó la potencia relativa de todas las bandas tanto para los registros de Gruneco como los registros en tiempo real. Para poder visualizar las potencias en la interfaz, se decidió añadir un gráfico de barras que permitiera visualizar los cambios en las bandas durante los registros. También se calculó la Entropía de Permutación Lumped para cada ventana de 5 segundos y la asimetría entre los hemisferios cerebrales. Estos valores se muestran en la interfaz.

A los registros de Gruneco se le aplicó la LPE tanto a las señales durante cirugía como a las señales antes de cirugía. A cada uno de los participantes se le determinó el valor promedio del índice para ambos montajes. En la figura 8 se muestran los resultados obtenidos.

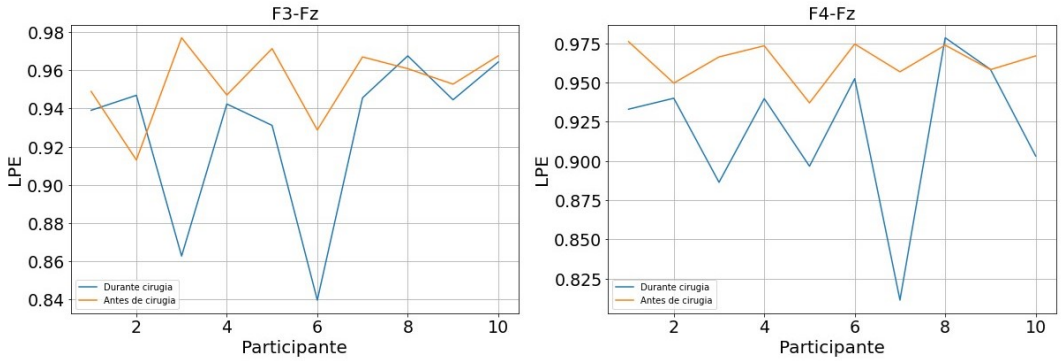


Fig. 8. Índice promedio de LPE para todos los sujetos del hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz) de una ventana de 5 segundos de los registros del grupo Gruneco.

De la figura 8 se puede observar que el valor promedio del índice LPE para la mayoría de los registros durante cirugía tienden a ser menores comparadas con las señales fuera del quirófano. Este comportamiento es similar tanto para el hemisferio izquierdo (F3-Fz) como para el hemisferio derecho (F4-Fz). Adicionalmente, el índice LPE de los diferentes participantes se encuentra dentro de un rango poco variable, que va desde aproximadamente 0.840 hasta 0.980 para F3 Fz y desde 0.825 hasta 0.97 para F4-Fz.

Con los registros de Gruneco también se determinó el porcentaje de asimetría entre hemisferios para ventanas de 5 segundos durante cirugía y antes de cirugía. En la figura 9 se gráfica el índice de asimetría obtenido para una ventana de 5 segundos de señal antes de cirugía de uno de los participantes. Una asimetría del 50 % significa que las potencias tanto en el hemisferio derecho como en el izquierdo son iguales. Tomando esto como referencia, se observa que para esta ventana hay una asimetría de hasta el 30 % entre hemisferios y se mantiene una tendencia a estar por encima del valor de referencia. Es decir que en esta ventana las potencias totales en el hemisferio derecho son menores que en el hemisferio izquierdo.

Mediante la figura 10 se muestra la gráfica de asimetría durante cirugía para el mismo

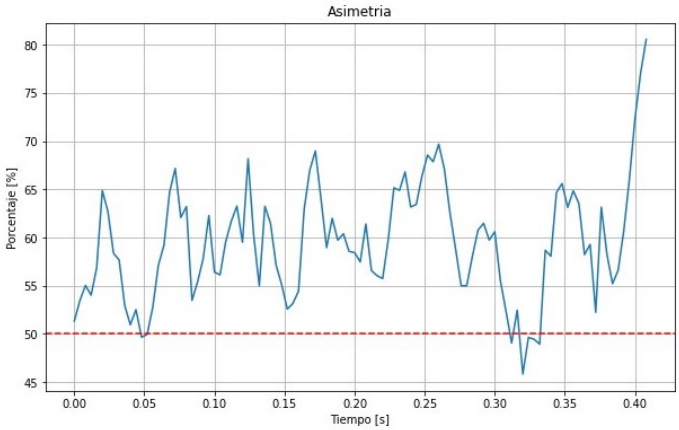


Fig. 9. Porcentaje de asimetría entre hemisferios del participante 3 para una de las ventanas de 5 segundos de los registros antes de cirugía del grupo Gruneco.

participante y lo variante que es esta medida en tan poco tiempo. En este caso, al igual que con las señales antes de cirugía, gran parte de la señal se encontró sobre el 50 % del índice. Teniendo en cuenta la referencia, el índice de asimetría para la ventana de la figura 10 alcanza valores del 20 % aproximadamente, para los momentos en que las potencias del hemisferio izquierdo son menores. Para los momentos en que las potencias del hemisferio derecho tienen menor magnitud, la asimetría respecto a la referencia es de aproximadamente el 15 %.

El porcentaje de asimetría promedio para los registros antes y durante cirugía, de cada uno de los 10 participantes, se muestra a continuación en las figuras 11 y 12 respectivamente.

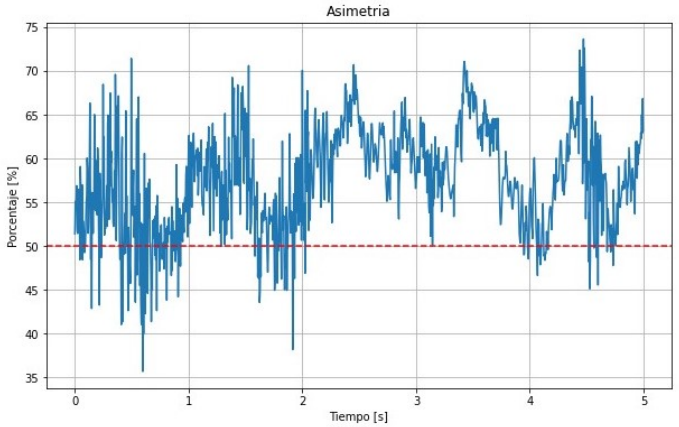


Fig. 10. Porcentaje de asimetría entre hemisferios del participante 3 para una de las ventanas de 5 segundos de los registros durante anestesia del grupo Gruneco.

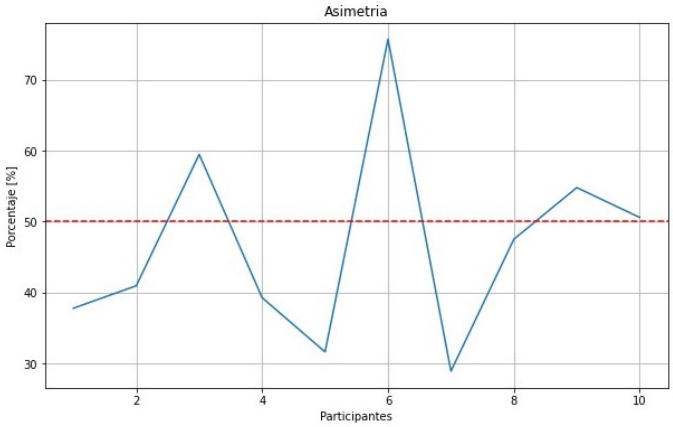


Fig. 11. Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros antes de cirugía del grupo Gruneco.

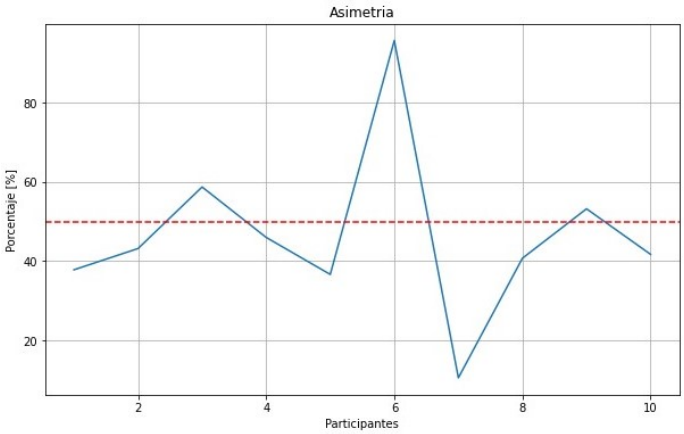


Fig. 12. Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros durante cirugía del grupo Gruneco.

En el caso de la señales antes de cirugía se presentaron índices de asimetría mayores comparados a los obtenidos durante cirugía. Nuevamente, teniendo en cuenta la referencia, en la imagen 11 se observa que 4 participantes obtuvieron menores potencias en el hemisferio derecho con índices que llegan hasta el 25 %, y 6 de ellos mostraron menores potencias en el hemisferio izquierdo con índices que llegan hasta el 20 % aproximadamente.

En cuanto a las señales durante cirugía de la figura 12, el valor de asimetría promedio para la mayoría de los pacientes es cercano al 10 % exceptuando a los participantes 6 y 7 que tienen un valor de asimetría promedio de aproximadamente 35 %. Tan solo 3 pacientes

presentan menor potencia en el hemisferio izquierdo, mientras que los 7 restantes muestran menor potencia en el hemisferio derecho.

Además de evaluar la LPE y la asimetría, también se realizó el escalograma por ventanas para los rangos de frecuencia de 4 a 30 Hz. Frecuencias por debajo de 4 Hz no se tuvieron en cuenta puesto que son muy susceptibles a artefactos de baja frecuencia. En los escalogramas obtenidos con las señales de Gruneco durante anestesia, la energía fue mayor en el rango entre los 4 y los 10 Hz aproximadamente lo que corresponde con el espectrograma característico del fármaco Propofol (figura 13). Los escalogramas para los registros en tiempo real, se analizan en la sección de validación del sistema.

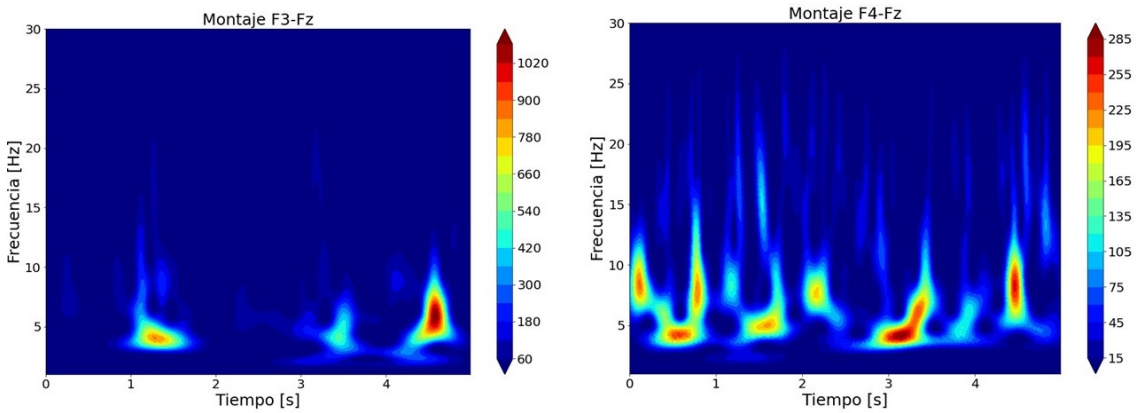


Fig. 13. Escalograma con la densidad espectral de potencia del hemisferio izquierdo (F3-Fz) y el hemisferio derecho (F4-Fz) de una ventana de 5 segundos de dos registros del grupo Gruneco.

Finalmente, se analizó la potencia promedio de cada banda durante cirugía. Los resultados muestran que respecto a otras bandas, alfa presenta mayor potencia, a diferencia del comportamiento mostrado antes de cirugía, donde la potencia promedio de alfa fue menor al resto de las bandas. Este resultado era de esperarse debido a la anteriorización de la banda alfa que se presenta con la anestesia y sirvió de base para configurar el semáforo propuesto en la interfaz (figuras 14 y 15).

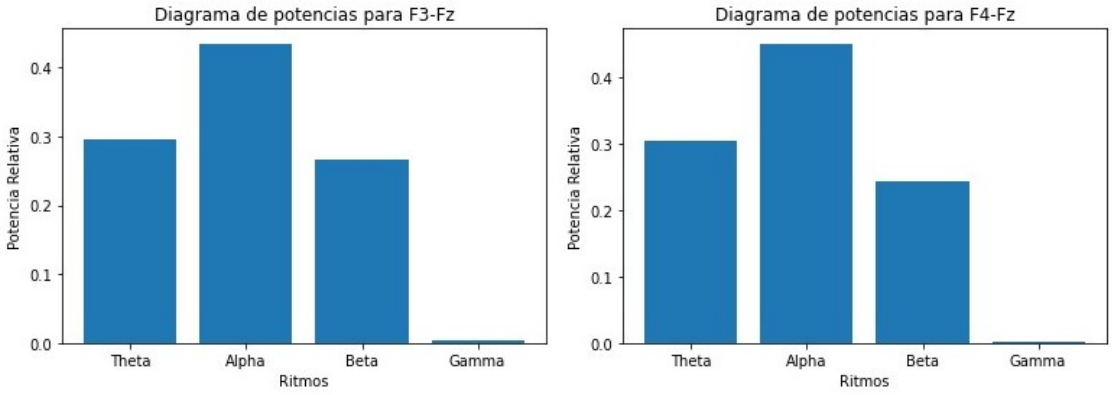


Fig. 14. Potencia relativa promedio de cada banda durante cirugía.

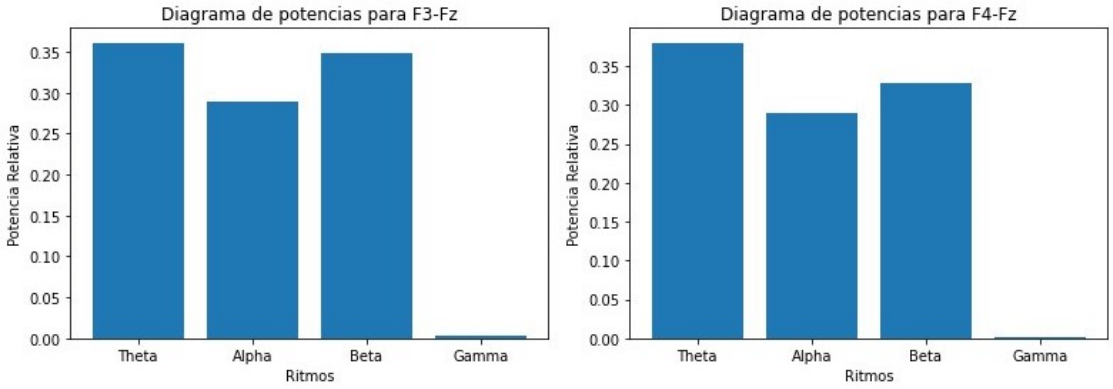


Fig. 15. Potencia relativa promedio de cada banda antes de cirugía.

C. Desarrollo interfaz de usuario

La interfaz gráfica se desarrolló usando la arquitectura Modelo-Vista-Controlador y el modelo de programación orientada a objetos en Python. Los componentes gráficos se diseñaron en Qt y se programaron usando pyqtgraph. La aplicación cuenta con un diseño de nivel superior o también denominado diseño principal. Este permite la adaptabilidad de la interfaz a los diferentes tamaños de pantalla en donde se pueda llegar a ejecutar la aplicación.

Esta adaptabilidad se logró mediante el uso de layouts de Qt como contenedores de los diferentes componentes de la interfaz. En Anexos A se encuentra la guía que se realizó para detallar la forma en que se pueden usar estos layouts para adaptar los elementos al tamaño de la pantalla.

Luego de varias reuniones con el profesional en anestesiología se planteó la versión final del sistema, la cual cuenta con una visualización básica y otra avanzada (figura 16). En ambas pestañas de la interfaz se puede visualizar la señal EEG acondicionada de ambos hemisferios mediante la implementación de filtros digitales como parte de su pre-procesamiento, esto permite reconocer asimetrías y cambios en la forma de la señal a medida que se administra la anestesia. Está medida de asimetría entre hemisferios se muestra en porcentaje para la visualización básica y se muestra gráficamente en la visualización avanzada. Adicionalmente, el sistema calcula y muestra la entropía de permutación como una medida de la complejidad de la señal EEG.

Con el fin de observar la anteriorización de la banda alfa durante la anestesia con Propofol, en ambas pestañas se cuenta con un elemento gráfico que representa un semáforo el cual será verde si las frecuencias predominantes corresponden a la banda alfa y será rojo cuando corresponda a las frecuencias de otras bandas cerebrales. La visualización básica contiene un diagrama de barras para conocer el comportamiento de las bandas del EEG a través del tiempo para ambos hemisferios.

La visualización avanzada contiene una gráfica que permite relacionar el tiempo, la frecuencia y la potencia de las señales, esta gráfica es el espectrograma que como ya se mencionó anteriormente es propio para cada anestésico. Finalmente, en la interfaz es posible cambiar la escala de las señales EEG para mejorar la visualización de estas.

Para mejorar el tiempo de respuesta de la interfaz, se usaron dos hilos, un hilo principal que genera pyqtgraph y que se encarga de la interfaz gráfica, y un hilo secundario llamado hilo trabajador (worker thread en inglés) que se encarga del pre-procesamiento y procesamiento de los datos. El hilo trabajador se creó usando ‘QThread’ una clase de la librería QtCore de PyQt5.

La figura 17 muestra el proceso que se usó para crear el hilo, este se define y se inicia en el Controlador de la arquitectura planteada (Modelo-Vista-Controlador). El hilo se encarga de ejecutar el Modelo, es en el Modelo donde se capturan los datos, se pre-procesan y procesan. Para poder recuperar la información generada en el Modelo es necesario usar unas señales.

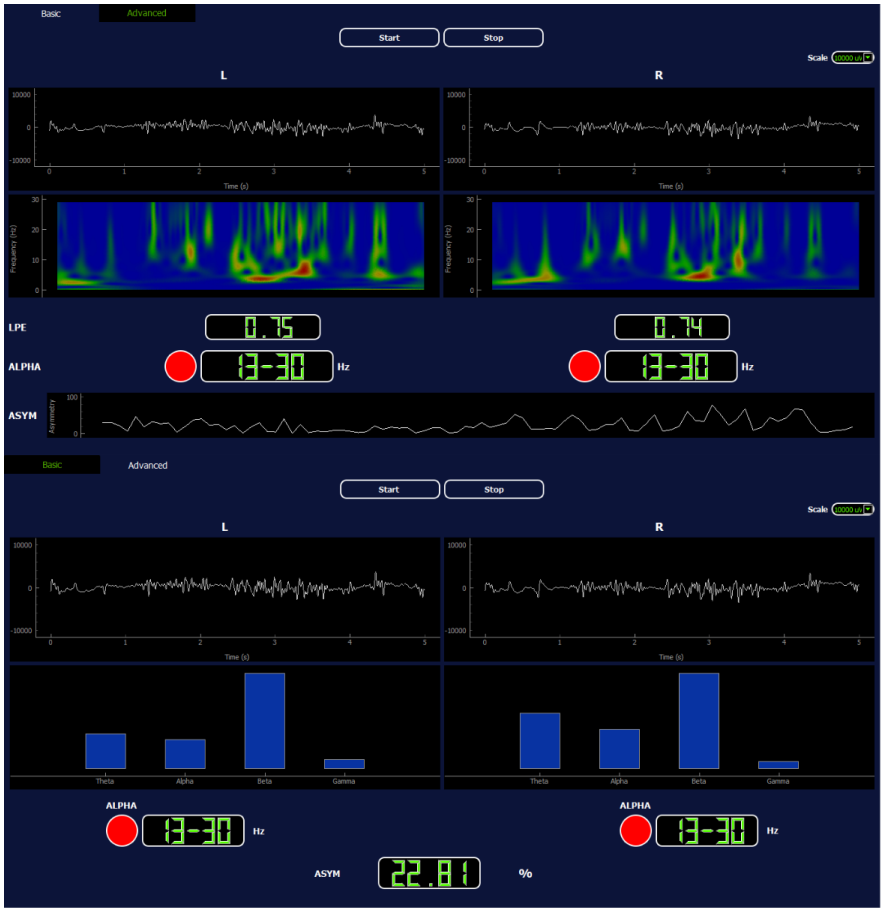


Fig. 16. Interfaz gráfica de usuario para el Sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real, vista avanzada (superior) y vista básica (inferior).

Las señales se generaron usando 'pyqtSignal' de la librería QtCore de PyQt5. Por lo general estas son emitidas por algunos elementos de las interfaces gráficas cuando sucede un evento, por ejemplo cuando se presiona un botón, pero también pueden ser usadas para enviar datos. Al trabajar con hilos no se pueden retornar los datos tal como se haría al trabajar con funciones, por lo que las señales permiten conectar las diferentes partes del código y enviar los datos del Modelo al Controlador y de este último a la Vista. El hilo se sigue ejecutando hasta que se genera una señal de finalización. Igualmente, en anexos (Anexo B) se encuentra una guía para trabajar con hilos usando QThread, esta se realizó pensando en aplicaciones en tiempo real.

Como ya se había mencionado, el hilo trabajador se encarga de ejecutar el pre-

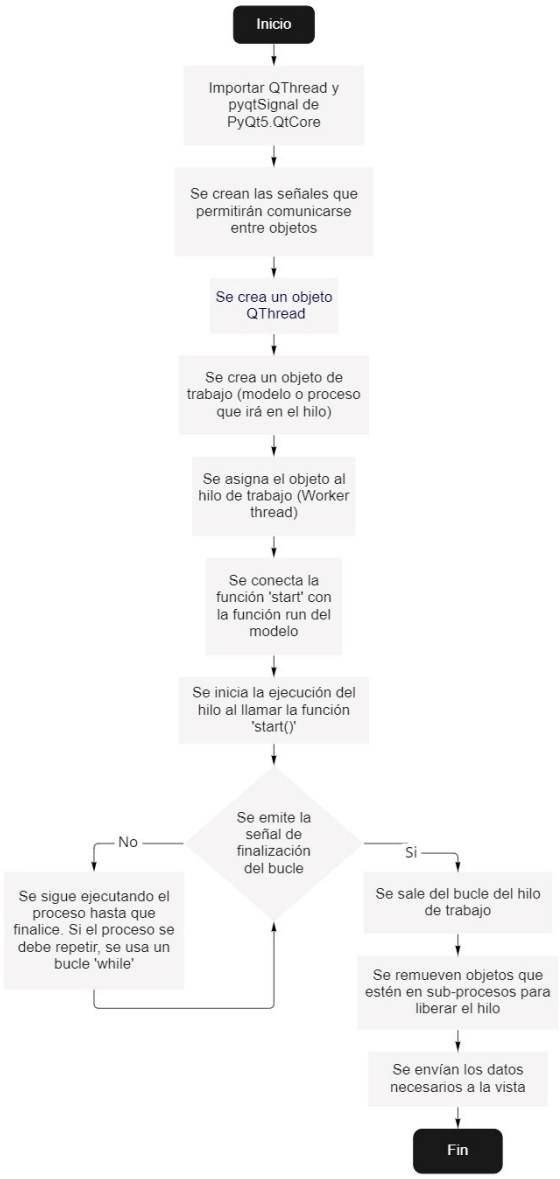


Fig. 17. Creación de un hilo trabajador en Python para aplicaciones en tiempo real.

procesamiento y procesamiento de los datos en el Modelo del software. Este proceso incluye desde la captura de los datos registrados por el OpenBCI, el filtrado de los datos, el cálculo de las potencias, generación del escalograma, cálculo de la asimetría y cálculo de la LPE; para finalmente enviar los datos en la señales mencionadas anteriormente. Todo este proceso se describe en detalle en el diagrama de flujo de la figura 18. Todo el flujo de procesamiento tarda aproximadamente medio segundo en ejecutarse.

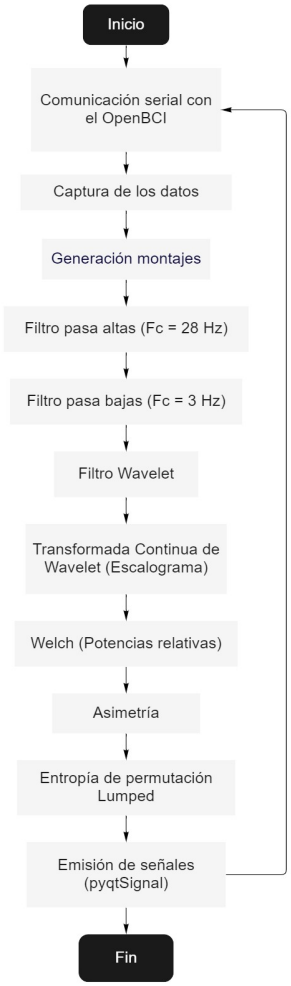


Fig. 18. Flujo de pre-procesamiento y procesamiento presente en el sistema desarrollado.

D. Validación del sistema

Para validar el sistema se realizaron 10 registros en estudiantes de la Universidad de Antioquia. A través del consentimiento informado aprobado por el Comité de Bioética del Instituto de Investigaciones Médicas de la facultad de medicina, los 10 participantes expresaron su interés manifiesto y voluntario de participar en las pruebas. Los registros se realizaron tal cual fueron descritos anteriormente en la sección de metodología, sin embargo, el último participante se excluyó de los resultados puesto que uno de los electrodos se soltó a mitad del registro.

La primera parte de la evaluación del software se basó en un análisis visual del mismo. El sistema se ejecutó durante más de 2 horas, usando un simulador del OpenBCI que generaba datos aleatorios y durante 20 minutos usando el OpenBCI para realizar cada uno de los registros a los 10 participantes. La ejecución se realizó sin errores o fallas (bugs) que produjeran un comportamiento o resultado inesperado. El sistema diseñado presentó una respuesta rápida y fue posible cambiar el tipo de visualización durante la ejecución, sin que se presentara algún congelamiento de la interfaz. Lo mismo sucedió al interactuar con las gráficas y cambiar las escalas de las mismas. Adicionalmente, el software pudo iniciarse y pausarse cuantas veces fue necesario.

Si bien una de las indicaciones dadas a los participantes fue permanecer quietos durante el registro, algunos no podían evitar moverse. Este movimiento se vio reflejado en la interfaz, especialmente en las señales EEG que presentaron grandes oscilaciones a pesar de los filtros implementados. Durante todo el registro, los diagramas de barras presentes en la interfaz mostraron mayor potencia en la banda teta. La banda beta y alfa fueron las más variantes y la banda gamma mantuvo siempre la menor potencia.

Este comportamiento también se evidenció en el escalograma y el semáforo de la interfaz. El semáforo se configuró de forma tal que cambiara a verde cada vez que alfa era mayor que beta, pero debido a las grandes variaciones de estas bandas, el semáforo cambió de color constantemente sin importar que el participante cerrara o no los ojos. La LPE varió durante todo el registro, pero se mantuvo entre ciertos rangos para todos los participantes.

Igualmente la asimetría fue variando durante los registros, en algunos casos se mantuvo cercana al 50 %, sin embargo en algunos participantes superó este valor llegando a valores muy superiores. Todo lo descrito anteriormente se observó en tiempo real a medida que se hacían los registros, sin embargo, las señales fueron guardadas para hacer un análisis posterior más detallado. Este análisis se hizo tanto para los montajes monopolares, Oz, O1 y O2, como para los montajes bipolares O1-Oz y O2-Oz.

En anestesia es más común trabajar con montajes bipolares y es justamente de esta forma que se diseñó el software. Sin embargo, en otro tipo de pruebas donde los participantes no están bajo los efectos de la anestesia, es más común trabajar con montajes monopolares.

Por esta razón, el análisis realizado posterior a los registros se hizo teniendo en cuenta ambos tipos de montajes.

1) Montajes monopolares: Primero se hablará de los montajes monopolares. La figura 19 muestra las señales de dos participantes del estudio, antes y después de aplicar los filtros. Estas señales corresponden a el electrodo Oz. Resultados similares se obtuvieron con los otros electrodos. Estas imágenes se asemejan a lo observado durante el registro. Algunas ventanas de tiempo tienen grandes oscilaciones incluso después de los filtros debido al movimiento de los participantes.

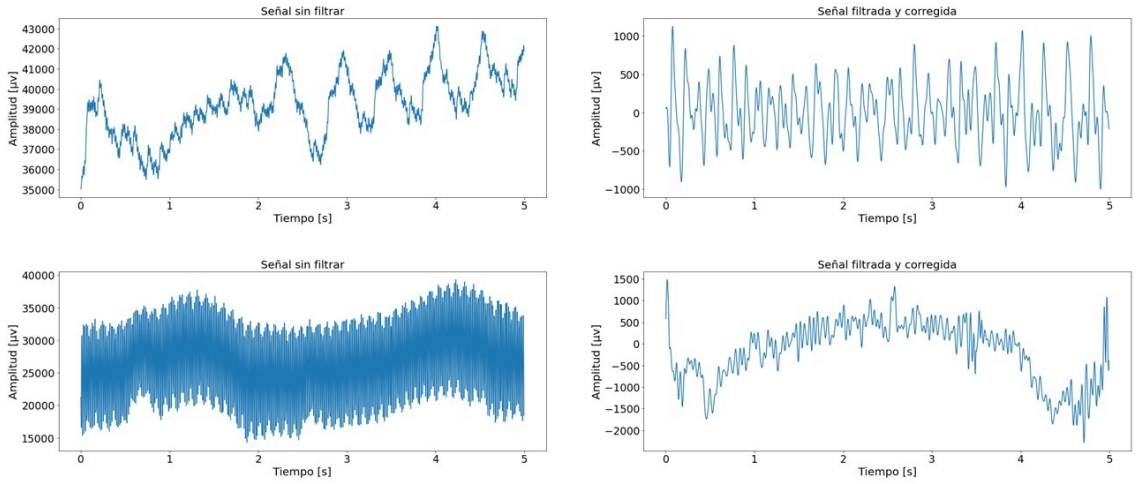


Fig. 19. Ventana de 5 segundos de señal antes y después de los filtros de dos participantes (electrodo Oz).

Para analizar las potencias en los montajes monopolares, se calculó la potencia promedio de cada banda para cada participante, diferenciando entre ojos abiertos y ojos cerrados. Nuevamente se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk, sin tener en cuenta valores atípicos, para determinar la distribución de los datos. Al igual que con los registros de Gruneco durante cirugía, la mayoría de potencias mostraron una distribución normal, excepto para los electrodos Oz y O1 de las bandas beta y gama (tabla III).

Considerando nuevamente que la muestra es pequeña y que las pruebas estadísticas no paramétricas son más robustas [33], se usó nuevamente la prueba de Wilcoxon para analizar las diferencias con ojos abiertos y ojos cerrados en cada banda. La tabla V muestra los resul-

tados obtenidos donde para las bandas teta, beta y gama no hubo diferencias significativas.

TABLA III
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA LOS MONTAJES MONOPOLARES.

Montaje	P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
Oz	Ojos abiertos	0.258	0.338	0.035	8.790e-07
	Ojos cerrados	0.258	0.343	0.034	9.048e-07
O1	Ojos abiertos	0.381	0.187	0.047	0.000
	Ojos cerrados	0.390	0.190	0.046	0.000
O2	Ojos abiertos	0.141	0.530	0.057	0.343
	Ojos cerrados	0.144	0.560	0.056	0.772

TABLA IV
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS MONTAJES MONOPOLARES.

P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
Oz	0.055	0.004	0.57	0.652
O1	0.652	0.250	1.000	0.301
O2	0.074	0.012	0.652	0.164

Sin embargo, en la banda alfa los resultados muestran mayor potencia con ojos abiertos que con ojos cerrados, contrario a lo esperado y siendo esta diferencia significativa para los electrodos Oz y O2. Esta diferencia no es tan visible gráficamente como muestra la figura 20. En esta figura la diferencia entre ojos abiertos y ojos cerrados no es apreciable.

El escalograma obtenido en los análisis posteriores para las pruebas realizadas en participantes conscientes, muestran el comportamiento observado en tiempo real incluso evaluando los montajes monopolares. Se observa teta como la potencia dominante y algunos picos en alfa y beta que varían según el participante y la ventana de tiempo que se analice.

Igualmente, en la figura 21 se puede observar el aumento de potencia en alfa para una ventana de tiempo de 5 segundos de uno de los participantes cuando se encuentra con los ojos cerrados.

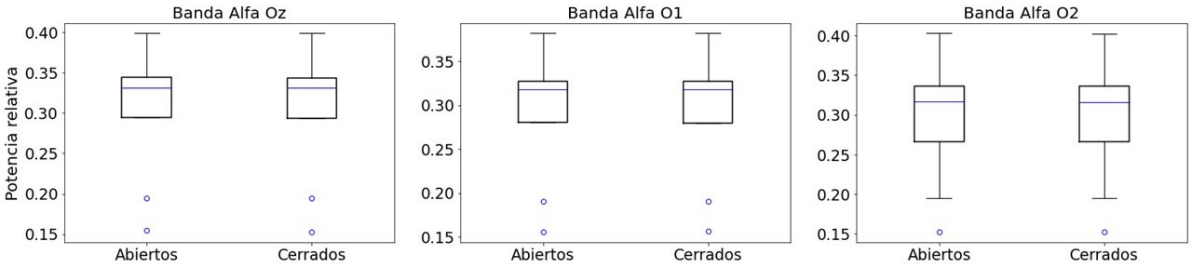


Fig. 20. Potencia promedio de la banda alfa para los montajes Oz, O1 y O2, tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados.

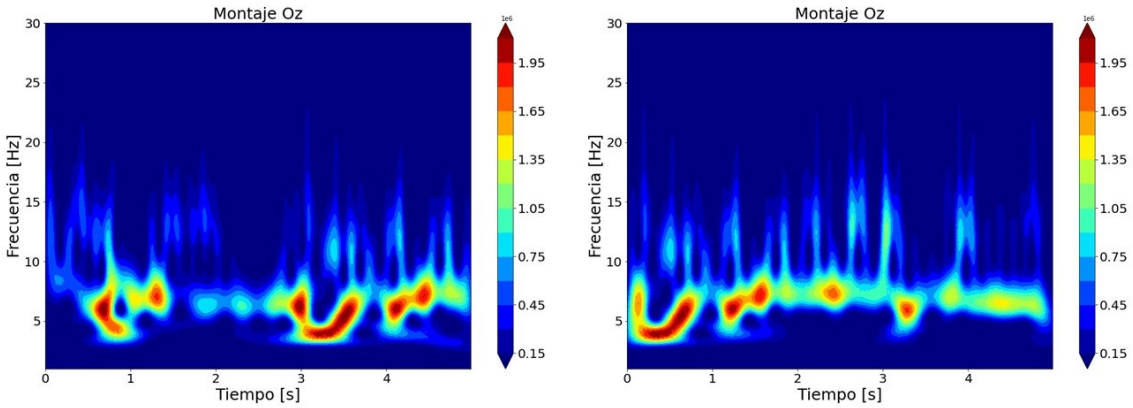


Fig. 21. Escalograma de una ventana de 5 segundos de unos de los participantes para el electrodo Oz. A la izquierda el escalograma para ojos abiertos y a la derecha para ojos cerrados.

A las señales de ojos abiertos y ojos cerrados también se les calculó el porcentaje de asimetría entre hemisferios. En la figura 22 se muestra la gráfica de asimetría para una ventana de 5 segundos de uno de los participantes de la prueba. Además, al igual que con las señales durante cirugía de Gruneco, se calculó el porcentaje de asimetría promedio para cada uno de los 10 participantes. Los resultados se muestran a continuación en la figura 23.

De la figura 22 y 23 se puede observar que el índice es muy similar tanto para las señales con ojos abiertos como para las señales con ojos cerrados. Sin embargo, hay una tendencia

en las gráficas de la figura 22. En esta las potencias están por debajo del 50 %, lo que quiere decir que la potencia en el hemisferio izquierdo es inferior a las potencias registradas en el hemisferio derecho. Teniendo en cuenta la referencia, los picos sobre la línea roja presentan un índice de asimetría hasta del 5 %, mientras que los picos debajo de la referencia presentan una asimetría hasta del 15 %.

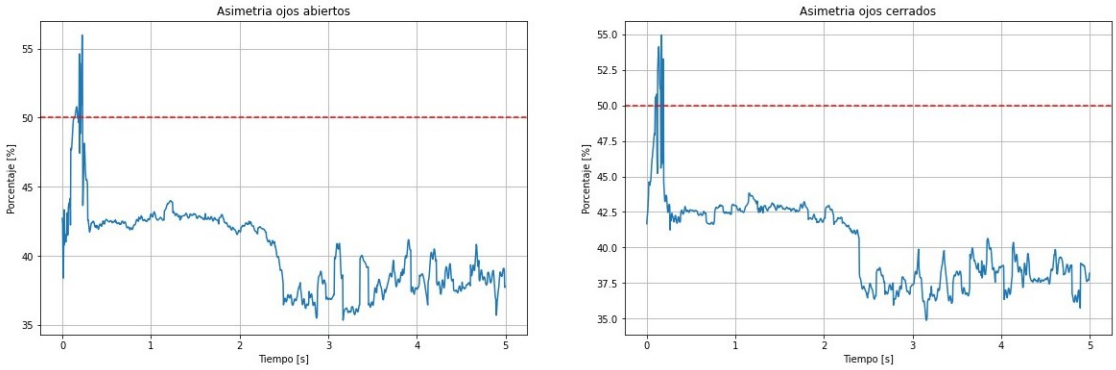


Fig. 22. Porcentaje de asimetría entre hemisferios de una de las ventanas de 5 segundos de uno de los pacientes con el montaje monopolar.

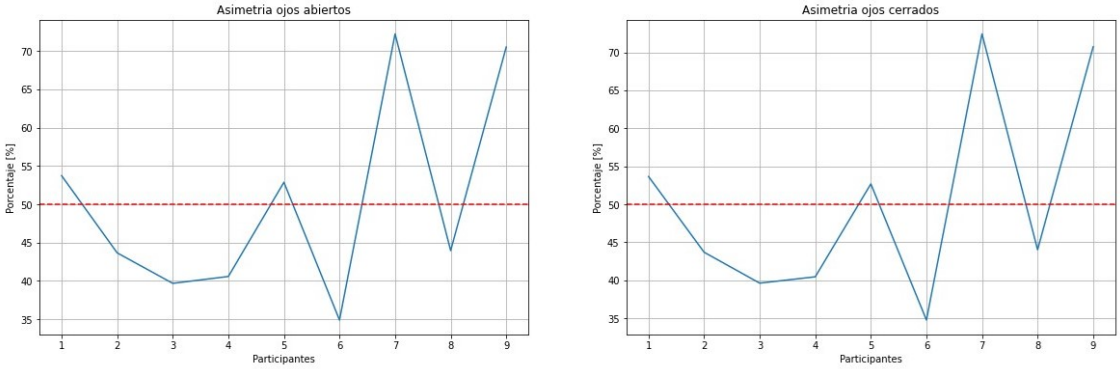


Fig. 23. Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros en sujetos conscientes con el montaje monopolar.

Otra de las variables analizadas posterior al registro en tiempo real fue la entropía de permutación Lumped. Esta medida de la complejidad de la señal, aún no ha sido ampliamente estudiada, pero los primeros resultados mostrados por sus autores muestran que es prometedora para registros durante anestesia general [25]. Si bien, la validación no se hizo

durante anestesia general, sino con participantes conscientes, igual se aplicó la prueba de Wilcoxon para analizar la diferencia entre la LPE con ojos abiertos y cerrados.

En 3 participantes, para los 3 montajes, la prueba mostró diferencias significativas, sin embargo en 6 de los participantes no fue el caso y la prueba no mostró diferencias entre la LPE con ojos abiertos y cerrados (tabla V). Igualmente, al graficar los valores promedios por participante (figura 24) se ve lo cercanos que son los valores de la LPE para ambos casos.

TABLA V
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS RESULTADOS DE LA LPE CON MONTAJES MONOPOLARES.

Participante	P-val		
	Oz	O1	O2
1	0.265	0.853	0.538
2	0.015	0.000	0.007
3	0.404	0.002	0.875
4	0.177	0.021	0.101
5	0.030	0.122	0.533
6	0.008	0.627	0.281
7	0.811	0.296	0.019
8	0.429	0.210	0.027
9	0.071	0.749	0.367

2) Montajes bipolares: Siguiendo el mismo flujo utilizado en el estudio del montaje monopolar, se analizó el montaje bipolar. Primero se graficó el resultado del pre-procesamiento. Por medio de la imagen 25 se muestran las señales antes y después de los filtros para las señales EEG de 2 participantes. A pesar de que se lograron filtrar y reducir en gran medida el ruido y los artefactos presentes, algunas ventanas después de aplicar el procesamiento mostraron un comportamiento ondulatorio como también ocurrió en el arreglo monopolar.

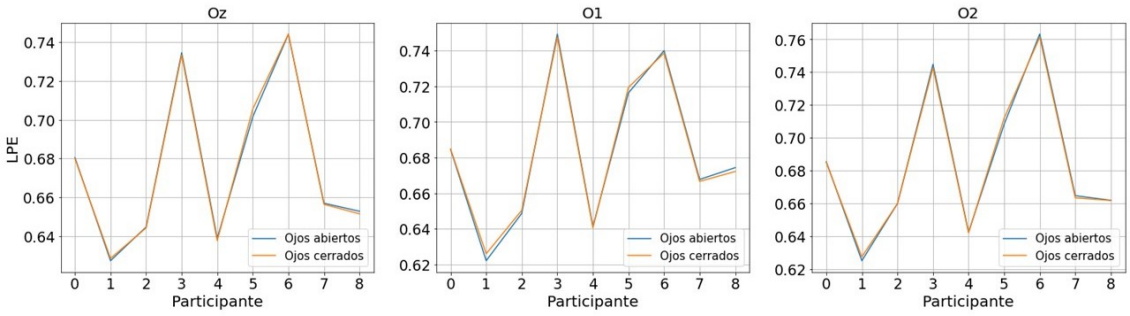


Fig. 24. Entropía de permutación Lumped promedio para cada participante de los registros realizados en participantes conscientes.

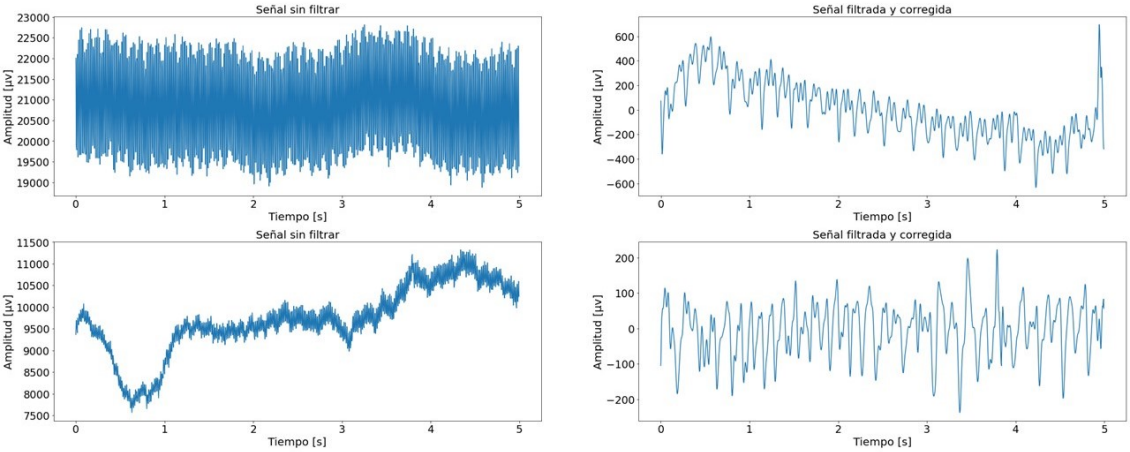


Fig. 25. Ventana de 5 segundos de señal antes y después de los filtros de dos participantes (montaje O1-Oz).

Se calcularon las potencias promedio de cada una de las bandas de frecuencia para las señales con ojos abiertos y cerrados de cada uno de los participantes. Posteriormente se utilizó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para conocer la distribución que presentan las potencias. Los resultados obtenidos se muestran por medio de la tabla VI. Nuevamente se observa que la mayoría de las bandas presentan una distribución normal. Sin embargo, por las mismas razones que en el montaje monopolar, se decidió trabajar con pruebas estadísticas no paramétricas.

Se usó la prueba de Wilcoxon con el objetivo de determinar si para este tipo de montaje la diferencia entre las señales era significativa. Los resultados de la prueba se consignan en la tabla VIII, donde se ve que únicamente hay una diferencia estadísticamente significativa para

el montaje O1-Oz en la banda beta, pero no se observó ninguna diferencia significativa en la banda alfa. Al hacer un análisis gráfico de la banda beta del arreglo O1-Oz que se muestra a continuación en la figura 26, no es tan evidente la diferencia entre los estados de ojos abiertos y ojos cerrados.

TABLA VI

RESULTADOS DE LA PRUEBA DE SHAPIRO-WILK PARA LOS MONTAJES BIPOLARES.

Montaje	P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
O1-Oz	Ojos abiertos	0.145	0.532	0.960	0.444
	Ojos cerrados	0.124	0.547	0.957	0.289
O2-Oz	Ojos abiertos	0.246	0.002	0.397	0.379
	Ojos cerrados	0.233	0.003	0.377	0.147

TABLA VII

RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS MONTAJES BIPOLARES.

P-val	Teta	Alfa	Beta	Gama
O1-Oz	0.515	0.066	0.038	0.173
O2-Oz	0.859	0.051	0.678	0.173

También se calculó el porcentaje de asimetría entre hemisferios, para todas las ventanas de 5 segundos, de la misma forma que se determinó para el montaje monopolar. En la figura 27 se muestra la gráfica de asimetría para una ventana de 5 segundos de ambas señales (ojos abiertos/ojos cerrados) de uno de los participantes. Finalmente, el porcentaje de asimetría promedio por participante se muestra a continuación en la figura 28.

De la figura 27 y 28 se puede observar que al igual que en el arreglo monopolar, el índice es muy similar tanto para las señales con ojos abiertos como para las señales con ojos cerrados. Para este montaje bipolar hay una tendencia en las gráficas de la figura 27. Las potencias estén por encima del 50 %, lo que quiere decir que la potencia en el hemisferio derecho es

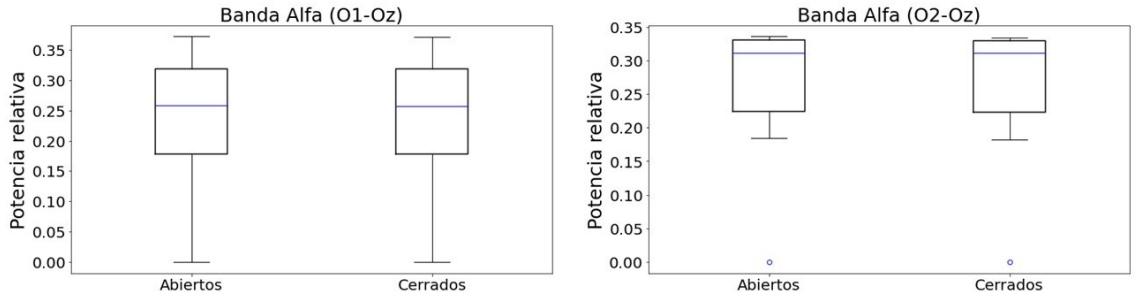


Fig. 26. Potencia promedio de la beta respectivamente para el montaje O1-Oz, tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados.

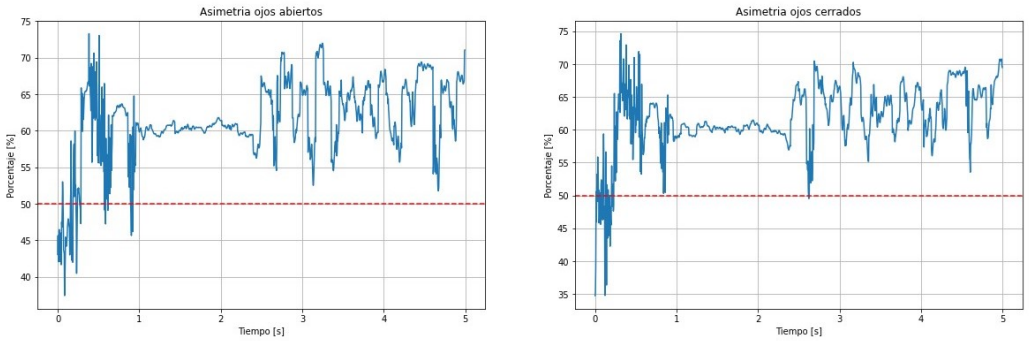


Fig. 27. Porcentaje de asimetría entre hemisferios de una de las ventanas de 5 segundos de uno de los pacientes con el montaje bipolar.

inferior a las potencias registradas en el hemisferio izquierdo del cerebro. Justo lo contrario a la tendencia observada con el montaje monopolar. Teniendo en cuenta la referencia, los picos sobre la línea roja presentan un índice de asimetría hasta del 30 %, mientras que los picos debajo de la referencia presentan una asimetría hasta del 15 %.

Se graficó el escalograma para ambos montajes bipolares, tanto para las señales con ojos abiertos como para las señales con ojos cerrados. La figura 29 muestra estos escalogramas para una ventana de 5 segundos, con el arreglo O1-Oz de uno de los participantes. En esta ventana de tiempo, la frecuencia predominante en la señal de ojos abiertos y cerrados está entre el rango de 3 a 8 Hz, es decir el de la banda teta. Los escalogramas presentan algunos picos en el resto de las bandas de frecuencia, sin embargo, en las señales para ojos cerrados hay mayor cantidad de picos alfa. Al igual que con los montajes monopolares las frecuencias predominantes varían entre sujetos y las ventanas que se estén analizando.

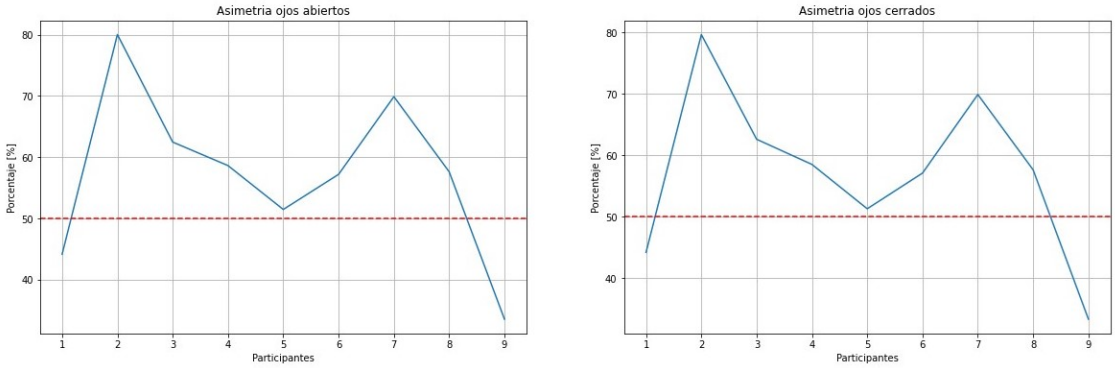


Fig. 28. Promedio del porcentaje de asimetría entre hemisferios de cada uno de los participantes de los registros en sujetos conscientes con el montaje bipolar.

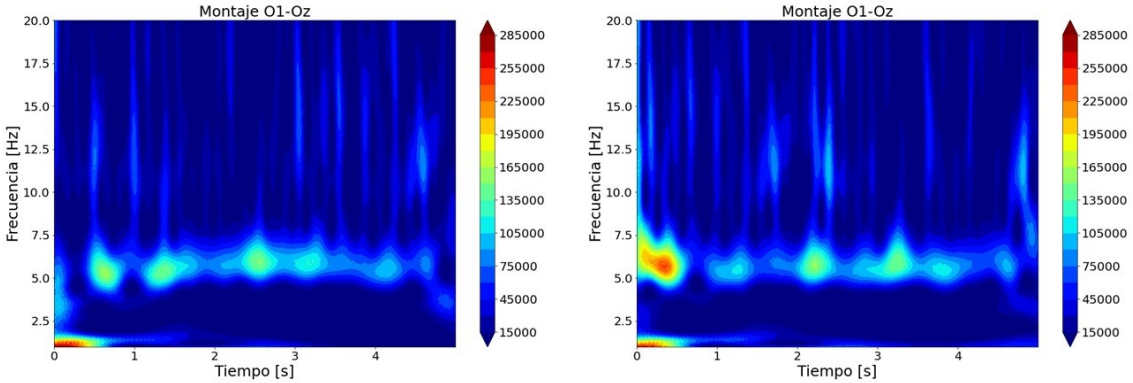


Fig. 29. Escalograma de una ventana de 5 segundos de unos de los participantes para el montaje O1-Oz. A la izquierda el escalograma para ojos abiertos y a la derecha para ojos cerrados.

Para el montaje bipolar también se analizó mediante la prueba de Wilcoxon el comportamiento del índice LPE para las señales con ojos abiertos y cerrados. El participante 6 mostró diferencias estadísticamente significativas entre los dos momentos de estudio para ambos arreglos, es decir para O1-Oz y para O2-Oz (tabla VIII). Adicionalmente, el participante 3 presentó diferencias únicamente para el montaje O2-Oz (tabla VIII).

Al igual que en el montaje monopolar, los valores promedios por participante son muy cercanos entre ellos como se observa en la figura 30. El rango para el montaje O1-Oz va desde 0.66 hasta 0.74 aproximadamente y el rango para el arreglo O-Oz es un poco mayor, va desde 0.66 hasta 0.80. Finalmente, en esta misma gráfica se ve que para ambos montajes los valores del índice LPE difieren poco del índice promedio con ojos abiertos.

TABLA VIII
RESULTADOS DE LA PRUEBA DE WILCOXON PARA LOS RESULTADOS DE LA LPE CON MONTAJES BIPOLARES.

Participante	P-val	
	O1-z	O2-Oz
1	0.593	0.681
2	0.864	0.123
3	0.952	0.050
4	0.991	0.061
5	0.594	0.313
6	0.049	0.006
7	0.301	0.884
8	0.129	0.652
9	0.729	0.216

VIII. DISCUSIÓN

Los filtros lineales y el filtro wavelet lograron eliminar gran parte de los artefactos presentes en las señales, principalmente en las señales registradas por Gruneco. Estas señales una vez filtradas tienen una amplitud variable, creciendo y decreciendo constantemente. Este comportamiento es característico de la banda alfa [34]. En los registros realizados en participantes conscientes con los electrodos en la región occipital, las señales son más irregulares, posiblemente porque siguen presentando más ruido incluso después de los filtros, o por una mayor presencia de la banda beta. El carácter ondulatorio que se ve en algunas ventanas de estas señales como ya se mencionó anteriormente puede ser debido al movimiento de los participantes, y a la sensibilidad que tiene el EEG ante este tipo de estímulos.

Tanto los registros antes de cirugía de Gruneco, como los registros en participantes con electrodos en la zona occipital, muestran una alta potencia en teta. Esta banda se presenta de

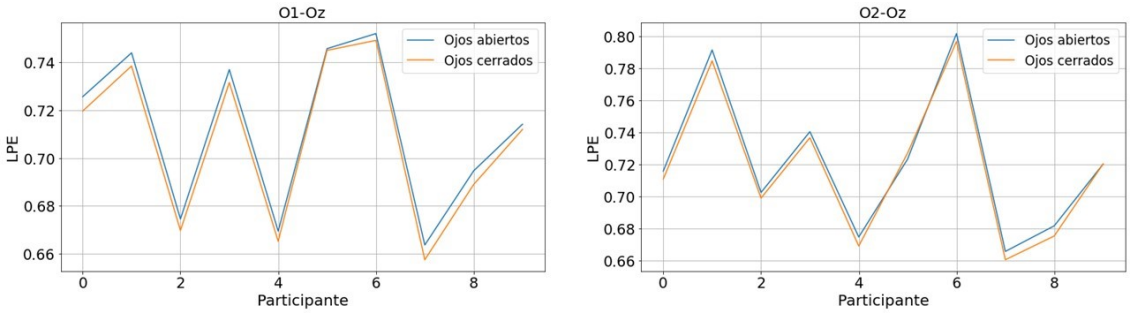


Fig. 30. Entropía de permutación Lumped promedio para cada participante de los registros realizados en participantes conscientes montaje bipolar.

forma constante cuando las personas están en la transición de vigilia a sueño. Esta transición también suele presentar una disminución en la banda alfa y en ocasiones mayor presencia de la banda beta [34]. El cambio en las bandas cuando las personas se están quedando dormidas, describe el comportamiento observado especialmente en los registros con electrodos en la zona occipital, es decir en las pruebas en sujetos conscientes.

Con los resultados obtenidos en la validación, se tiene que la potencia de la banda alfa con los ojos abiertos fue mayor que con los ojos cerrados para dos de los montajes monopolares, justo lo contrario a lo descrito en la literatura. Sin embargo, varios participantes manifestaron sentir mucho sueño durante el registro, lo que pudo haber influido en los resultados obtenidos según lo descrito anteriormente. En los montajes bipolares las diferencias no fueron significativas estadísticamente. No obstante, tal como se esperaba, con los registros de Gruneco, la potencia de la banda alfa fue mayor durante cirugía que antes de esta, debido a la anteriorización que esta banda presenta con el uso de anestésicos. Igualmente, la potencia fue mayor después de aplicar el pre-procesamiento planteado para el software.

En cuanto a los escalogramas, todos los registros reflejan el comportamiento descrito para las bandas: presencia constante de la banda teta en todos los registros, mayor presencia de alfa en registros durante cirugía y mayor presencia de beta en las pruebas realizadas en participantes conscientes con electrodos en la zona occipital.

Es de esperar que los resultados con los registros durante cirugía no correspondan con los registros realizados a los estudiantes de la Universidad de Antioquia. Así como que estos

últimos no correspondan con los obtenidos con los registros de Gruneco antes de cirugía, puesto que los electrodos están en posiciones diferentes. Sin embargo, el objetivo principal de los registros realizados en participantes con electrodos en la región occipital (sujetos conscientes), era poner a prueba el software en tiempo real. Esta primera evaluación mostró que el sistema es capaz de registrar, procesar y visualizar señales EEG en tiempo real.

Igualmente, las pruebas realizadas con las señales durante cirugía, demostraron que el procesamiento planteado permite captar cambios fisiológicos adecuadamente, como los cambios de potencia en la banda alfa. Para lograr evidenciar estos cambios en tiempo real, se deben de hacer cambios en el software. Estos cambios se discutirán más adelante.

Otro elemento presentado en el software es el índice LPE. La entropía de permutación Lumped se planteó como una medida de la complejidad de las señales EEG durante anestesia general. Los resultados obtenidos con los registros de Gruneco muestran que en promedio este índice, para la mayoría de los participantes, presentó un valor mayor antes de cirugía al obtenido durante cirugía.

Este comportamiento se explica al considerar los cambios que presenta la señal EEG a medida que la concentración de la anestesia aumenta. Estos cambios se ven reflejados en un aumento en la amplitud y una disminución en la frecuencia. A mayores concentraciones se pueden presentar cambios de amplitud muy grandes seguidos de patrones de supresión. Y con concentraciones aún mayores la señal se aplana completamente hasta tener una señal isoeléctrica [4]. Es decir, durante la anestesia las señales EEG pierden complejidad [25].

En las señales obtenidas con los electrodos en la región occipital, el valor promedio de la LPE se mantuvo relativamente constante durante todo el registro. Este resultado corresponde con lo esperado puesto que los participantes no se vieron sometidos a los efectos propios de los anestésicos y por lo tanto las señales EEG no presentaron los cambios descritos anteriormente.

Otro de los índices analizados fue el índice de asimetría. Los valores de asimetría calculados para las señales durante cirugía de Gruneco, fueron variables dentro de las diferentes ventanas de las señales de cada paciente, como también entre pacientes. En otro estudio analizaron el comportamiento de este índice de asimetría en cirugías cardíacas con el fin de detectar anomalías relacionadas con el delirio postoperatorio. El estudio se realizó para

pacientes expuestos a los efectos del fármaco Propofol, que como se mencionó anteriormente fue el anestésico utilizado en las cirugías registradas por el grupo Gruneco [30].

El índice de asimetría durante cirugía en dicha investigación, fue registrado por debajo de la referencia del 50 %, presentando menor potencia en el hemisferio izquierdo comparada al hemisferio derecho. En el estudio también reportaron el valor del índice de asimetría previo al día de la intervención. El índice fue del 50 % aproximadamente, lo que indicaba que las potencias en ambos hemisferios cerebrales eran iguales. Los resultados mostraron que en los pacientes que presentaron delirio postoperatorio, la asimetría el día anterior a la cirugía y momentos antes de la cirugía, tendían hacia valores más bajos comparado con los valores obtenidos en pacientes que no presentaron delirio [30].

La mayoría de los participantes de este trabajo presentaron índices por debajo de la referencia, tanto para las señales antes de cirugía como durante cirugía. Sin embargo, con los valores de asimetría promedio encontrados en las señales de Gruneco, no fue posible analizar la tendencia encontrada en pacientes con delirio postoperatorio. En estos registros hay casos donde la asimetría antes de cirugía fue levemente mayor y otros levemente menor, comparado con los valores durante cirugía, pero no se tiene conocimiento de pacientes que sufrieron de delirio postoperatorio. Para el caso de los registros realizados en participantes con electrodos en la región occipital, tanto para el montaje monopolar como para el montaje bipolar se presentaron índices de asimetría diferentes al 50 % mostrando asimetría entre los hemisferios.

Los resultados obtenidos en la investigación de las cirugías cardíacas y en todas las pruebas realizadas en el marco de este trabajo, muestran que este índice de asimetría puede llegar a ser variable entre sujetos. Esto demuestra la necesidad de realizar ajustes a la forma de calcular el índice. Se deben tener en cuenta algunos aspectos claves que pueden variar el comportamiento del mismo, factores como el sexo, la edad, etc. Además, es necesario probar el índice en diferentes poblaciones y con muestras mayores, para hacer una validación rigurosa del mismo.

Uno de los elementos más difíciles de analizar en la interfaz fue el semáforo. El semáforo no se evaluó con los registros de Gruneco, sino que se probó en tiempo real en los registros realizados para la evaluación del software. Como la banda beta y alfa fueron las que presen-

taron mayor variabilidad durante todos los registros, el semáforo cambio de color de forma constante independiente de la condición de ojos abiertos o cerrados. Además en el software se usan montajes bipolares, que no mostraron diferencias significativas en las diferentes potencias para ojos abiertos y ojos cerrados, por lo que no se pudo evidenciar cambios fisiológicos usando este elemento gráfico.

Es necesario evaluar el comportamiento del semáforo en registros durante cirugía con anestesia general para poder determinar bien su funcionamiento. Sin embargo, antes de considerar estas pruebas se debe replantear la forma en que fue programado el semáforo, puesto que es posible que el comportamiento presentado en la figura 14 no sea constante incluso en las concentraciones ideales de anestésico.

En cuanto a la parte visual del software, luego de las pruebas realizadas en sujetos conscientes, se determinó que con ventanas de 5 segundos de señal es difícil visualizar e interpretar el comportamiento del EEG y por lo tanto la anteriorización de la banda alfa. Es necesario mostrar estas señales por un periodo de tiempo más prolongado. Además, el software fue diseñado con dos flujos de ejecución simultáneos e independientes, por lo que tanto la parte del pre-procesamiento, como el procesamiento y la visualización de los diferentes elementos que conforman el software, se ejecutan en tan solo medio segundo aproximadamente. Es decir, el sistema diseñado presenta muchos datos nuevos en muy poco tiempo.

Por este motivo se considera necesario poner un pequeño delay en el software en la parte de la Vista de la arquitectura planteada (Modelo-Vista-Controlador). De esta forma se espera que la visualización sea un poco más adecuada y permita analizar mejor los cambios que presentan cada uno de los elementos a medida que se generan cambios fisiológicos. Finalmente, es indispensable mejorar la resolución del escalograma con el fin de evidenciar mejor los picos de potencia en tiempo real. Esto se puede lograr implementando una escala de colores más amplia.

IX. CONCLUSIONES

El monitoreo de la anestesia permite minimizar los efectos adversos que anestésicos como el Propofol pueden producir. Efectos como el deterioro de la capacidad cognitiva a largo plazo o el delirio postoperatorio [5]. Se ha considerado que la señal EEG, así como conocer los cambios de la señal tanto en tiempo como en frecuencia, podría ser de gran utilidad, puesto que la señal EEG tiene una alta sensibilidad ante estímulos y cambios fisiológicos [3].

Por consiguiente, este trabajo se realizó con el objetivo de desarrollar un sistema de procesamiento y visualización de señales EEG en tiempo real para pacientes durante anestesia general con Propofol, usando tecnologías libres. El enfoque del preprocesamiento fue basado en técnicas como la transformada Wavelet y el uso de filtros lineales digitales. Adicionalmente, haciendo uso de la programación en hilos, se obtuvieron dos flujos de ejecución simultáneos e independientes, uno para el procesamiento de los datos y otro para su visualización.

Desde una perspectiva ingenieril, el flujo de procesamiento establecido en este trabajo permitió el diseño de una aplicación en tiempo real funcional y estable en el tiempo. El software tarda aproximadamente medio segundo en pre-procesar, procesar y mostrar en la interfaz la totalidad de los elementos que la componen. Al ser este tiempo tan corto se puede decir que se logró construir un sistema de respuesta inmediata. Sin embargo, al darle prioridad a la velocidad de procesamiento, la parte visual se vió un poco afectada. El procesamiento es tan rápido que es difícil observar y analizar las características relevantes de las señales EEG.

Adicionalmente, se evaluaron señales antes y durante cirugía del grupo de investigación de Neuropsicología y conducta (Gruneco). También se evaluaron señales registradas en tiempo real en participantes conscientes, usando electrodos en la zona occipital y evaluando las condiciones de ojos abiertos y ojos cerrados. Al evaluar las señales registradas por Gruneco durante cirugía, se logró capturar los cambios fisiológicos que se presentan en los pacientes cuando están sometidos al anestésico Propofol, como el fenómeno de la anteriorización de la banda alfa. Este es un fenómeno muy relevante puesto que es una característica de las señales EEG cuando se está bajo el efecto de una serie de anestésicos, incluyendo el Propofol.

Las pruebas realizadas con los electrodos en la zona occipital en sujetos conscientes,

permitieron realizar una primera evaluación del desempeño general del sistema. En todos los procesos de desarrollo de software, el primer acercamiento al sistema diseñado es bastante importante, más aún si se trata de aplicaciones con fines médicos. Al realizar estas pruebas se determinó qué aspectos deben mejorar para que el funcionamiento del sistema sea el esperado. Teniendo en cuenta que la aplicación final del sistema es en anestesia y considerando los resultados obtenidos, se estableció como trabajo futuro mejorar aspectos como la visualización de las señales y del espectrograma. Así como evaluar la forma de calcular el índice de asimetría y de programar el semáforo de la interfaz. Igualmente, es necesario hacer una segunda evaluación del software probando su funcionamiento durante cirugía con pacientes bajo el anestésico Propofol.

Con estos resultados y los resultados de todas las pruebas realizadas a lo largo del trabajo, se evidenció la importancia de realizar estudios más rigurosos, para determinar el desempeño del software en general y de cada uno de los índices derivados de las señales EEG que se implementaron. Es necesario utilizar pruebas estandarizadas, contar con poblaciones de estudio de mayor tamaño y de características más variadas, con el fin de conocer ampliamente el comportamiento de cada uno de los índices de la aplicación.

REFERENCIAS

[1] E. N. Brown, R. Lydic, and N. D. Schiff, "General Anesthesia, Sleep, and Coma," *New England Journal of Medicine*, vol. 362, no. 27, pp. 2638–2650, 2010.

[2] V. Bonhomme, C. Staquet, J. Montupil, A. Defresne, M. Kirsch, C. Martial, A. Vanhaudenhuyse, C. Chatelle, S. K. Larroque, F. Raimondo *et al.*, "General Anesthesia: A Probe to Explore Consciousness," *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 13, p. 36, 2019.

[3] P. L. Purdon, A. Sampson, K. J. Pavone, and E. N. Brown, "Clinical electroencephalography for anesthesiologists: part I: background and basic signatures," *Purdon, Patrick L and Sampson, Aaron and Pavone, Kara J and Brown, Emery N*, vol. 123, no. 4, pp. 937–960, 2015.

[4] S. Hagihira, "Changes in the electroencephalogram during anaesthesia and their physiological basis," *British journal of anaesthesia*, vol. 115, no. suppl_1, pp. i27–i31, 2015.

[5] A. G. Gallardo-Hernández, A. L. Hernández-Pérez, J. A. Sánchez-López, G. Ordoñez-Espinosa, S. Islas-Andrade, and C. Revilla-Monsalve, "Monitores de profundidad anestésica," *Revista Mexicana de Anestesiología*, vol. 39, no. 3, pp. 201–204, 2016.

[6] E. W. Jensen, "New findings and trends for depth of anesthesia monitoring," *Korean Journal of Anesthesiology*, vol. 71, no. 5, pp. 343–344, 2018.

[7] J. Bresson, E. Gayat, G. Agrawal, T. Chazot, N. Liu, C. Hausser-Haw, and M. Fischler, "A randomized controlled trial comparison of NeuroSENSE and bispectral brain monitors during propofol-based versus sevoflurane-based general anesthesia," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 121, no. 5, pp. 1194–1201, 2015.

[8] C. Hanrahan, "Noise reduction in eeg signals using convolutional autoencoding techniques," 2019.

[9] A. Widmann and E. Schröger, "Filter effects and filter artifacts in the analysis of electrophysiological data," *Frontiers in psychology*, vol. 3, p. 233, 2012.

[10] M. Mamun, M. Al-Kadi, and M. Marufuzzaman, "Effectiveness of wavelet denoising on electroencephalogram signals," *Journal of applied research and technology*, vol. 11, no. 1, pp. 156–160, 2013.

[11] G. E. Álvarez-Reséndiz, G. Ochoa-Gaitán, J. G. Velazco-González, C. L. Gutiérrez-Porras, and E. Monares-Zepeda, "Monitoreo anestésico básico," *Revista Mexicana de anestesiología*, vol. 36, no. S1, pp. 95–100, 2013.

[12] M. McMahon and M. Schukat, "A low-cost, open-source, BCI-VR prototype for real-time signal processing of EEG to manipulate 3D VR objects as a form of neurofeedback," in *2018 29th Irish Signals and Systems Conference (ISSC)*. IEEE, 2018, pp. 1–6.

[13] R. Spicer, J. Anglin, D. M. Krum, and S.-L. Liew, "REINVENT: A low-cost, virtual reality brain-computer interface for severe stroke upper limb motor recovery," in *2017 IEEE Virtual Reality (VR)*. IEEE, 2017, pp. 385–386.

[14] V. Gaviria García, D. Loaiza López, C. Serna Rojas, S. Ríos Arismendy, E. Montoya Guevara, J. D. Mora Lesmes, F. J. Gómez Oquendo, and J. F. Ochoa Gómez, "Assessment of changes in the electrical activity of the brain during general anesthesia using portable electroencephalography," *Colombian Journal of Anestesiology*, vol. 49, no. 2, 2021.

[15] M. de Salud y Protección Social, "Plataforma estratégica 2018-2022," p. 47, [En línea]. Disponible en: https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PES/plataforma-estrategica-2018-2022.pdf.

[16] A. Widmann, E. Schröger, and B. Maess, "Digital filter design for electrophysiological data–a practical approach," *Journal of neuroscience methods*, vol. 250, pp. 34–46, 2015.

[17] M. Akay, "Wavelets in biomedical engineering," *Annals of biomedical Engineering*, vol. 23, no. 5, pp. 531–542, 1995.

[18] M. X. Cohen, "A better way to define and describe Morlet wavelets for time-frequency analysis," *NeuroImage*, vol. 199, pp. 81–86, 2019.

[19] L. Boubchir and B. Boashash, "Wavelet denoising based on the MAP estimation using the BKF prior with application to images and EEG signals," *IEEE Transactions on signal processing*, vol. 61, no. 8, pp. 1880–1894, 2013.

[20] S. G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 11, no. 7, pp. 674–693, 1989.

[21] A. F. Laine, "Wavelets in temporal and spatial processing of biomedical images," *annual review of biomedical engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 511–550, 2000.

[22] O. M. Solomon Jr, "PSD computations using Welch's method.[Power Spectral Density (PSD)]," Sandia National Labs., Albuquerque, NM (United States), Tech. Rep., 1991.

[23] X. Li, S. Cui, and L. J. Voss, "Using permutation entropy to measure the electroencephalographic effects of sevoflurane," *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, vol. 109, no. 3, pp. 448–456, 2008.

[24] G. Schneider, A. Gelb, B. Schmeller, R. Tschakert, and E. Kochs, "Detection of awareness in surgical patients with EEG-based indices—bispectral index and patient state index," *British journal of anaesthesia*, vol. 91, no. 3, pp. 329–335, 2003.

[25] P. Joo, S. Kim, G.-J. Noh, and B.-M. Choi, "A robust complexity measure for noisy EEG time series under dynamic transitions during anesthesia," *Journal of the Korean Physical Society*, vol. 80, no. 1, pp. 68–73, 2022.

[26] G. C. Buttazzo, *Hard real-time computing systems: predictable scheduling algorithms and applications*. Springer Science & Business Media, 2011, vol. 24.

[27] N. Matloff and F. Hsu, "Tutorial on Threads Programming with Python," *University of California*, 2007.

[28] C. S. Miller, A. Settle, and J. Lalor, "Learning object-oriented programming in python: Towards an inventory of difficulties and testing pitfalls," in *Proceedings of the 16th annual conference on information technology education*, 2015, pp. 59–64.

[29] W. Badenhorst, "Model-View-Controller Pattern," in *Practical Python Design Patterns*. Springer, 2017, pp. 299–314.

[30] M. Soehle, A. Dittmann, R. K. Ellerkmann, G. Baumgarten, C. Putensen, and U. Guenther, "Intraoperative burst suppression is associated with postoperative delirium following cardiac surgery: a prospective, observational study," *BMC anesthesiology*, vol. 15, no. 1, pp. 1–8, 2015.

[31] D. A. Kaiser, "Basic principles of quantitative EEG," *Journal of Adult Development*, vol. 12, no. 2, pp. 99–104, 2005.

[32] F. Gustafsson, "Determining the initial states in forward-backward filtering," *IEEE Transactions on signal processing*, vol. 44, no. 4, pp. 988–992, 1996.

[33] A. Kaur and R. Kumar, "Comparative analysis of parametric and non-parametric tests," *Journal of computer and mathematical sciences*, vol. 6, no. 6, pp. 336–342, 2015.

[34] L. E. Morillo, *Guía neurológica 7*. Asociación Colombiana de Neurología, 2005, ch. Análisis visual del electroencefalograma, pp. 143–163.

APÉNDICE

Apéndice A. Estrategia de corrección de artefactos en electroencefalografía portable para señales de anestesia usando técnicas de reducción de ruido por Wavelet

Los Proyectos Integrativos de Semestre (PIS) son la estrategia del programa de Bioingeniería para proveer investigación formativa a nivel de pregrado. El trabajo "Estrategia de corrección de artefactos en electroencefalografía portable para señales de anestesia usando técnicas de reducción de ruido por Wavelet" es uno de los PIS realizados por los autores del presente trabajo. El proyecto se encuentra en: Link

ANEXOS

Anexo A. Qt Designer: GUI adaptable a diferentes tamaños de ventana

Qt Designer es una herramienta de Qt para crear interfaces gráficas de usuario (GUI) de manera eficiente por medio de objetos QWidget. Con Qt Designer se pueden construir y personalizar ventanas o cuadros de diálogo con diferentes estilos y resoluciones. Los elementos creados con Qt Designer se integran a la perfección en Python por medio de PyQt para que así se pueda asignar fácilmente el comportamiento requerido a los elementos gráficos. Todas las propiedades establecidas en Qt Designer se pueden cambiar dinámicamente, además, funciones como la promoción de widgets y complementos personalizados permiten usar componentes propios.

Para lograr que los objetos se muestren correctamente en la previsualización o al momento de utilizar la aplicación es necesario el uso de layouts. Los layouts permiten la organización y la adaptación de los elementos de la interfaz dependiendo del tamaño de ventana del dispositivo en donde se ejecute. En la figura 31 se muestra un ejemplo sencillo de un formulario diseñado sin layouts, al maximizar la ventana el tamaño de los elementos no se adapta al nuevo tamaño de la interfaz como se muestra en la figura 32.

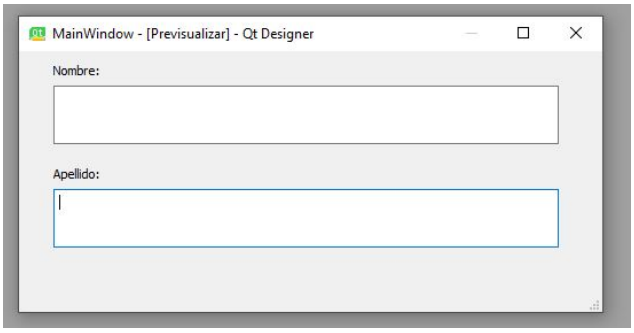


Fig. 31. Ejemplo básico de formulario.

Para conseguir esta adaptabilidad es necesario crear un diseño de nivel superior o también denominado diseño principal, el cual es el más importante y por ende el de máxima jerarquía dentro de la aplicación. Para generar este diseño de nivel superior, la ventana principal en Qt Designer cuenta con un centralwidget, al cual se le debe aplicar la distribución

según se requiera.

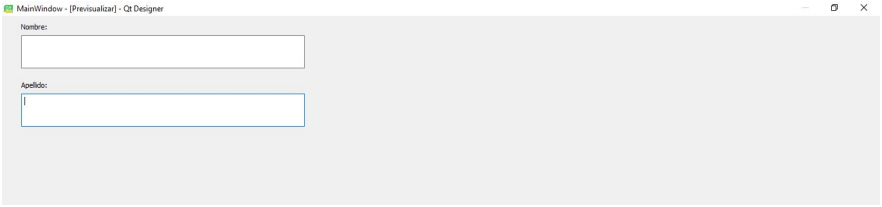


Fig. 32. Formulario no adaptable, en este ejemplo no se usan layouts.

Existen distribuciones verticales, horizontales, en formulario y en cuadricula. Para aplicar las distribuciones se puede seleccionar cada opción desde la barra de herramientas del Qt Designer como se observa en la figura 33, o desde el menú desplegado (figura 34) dando click derecho a la ventana principal. En la figura 35 se muestra el mismo formulario de la figura 31, pero diseñado con una distribución horizontal.



Fig. 33. Selección de distribuciones en la barra de herramientas de Qt Designer.

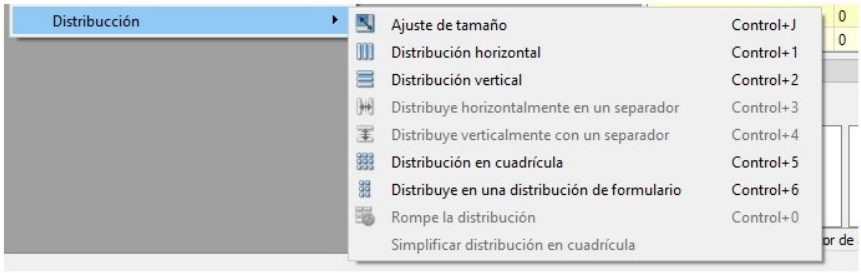


Fig. 34. Menú para la selección de distribuciones.

De manera similar, los widgets contenedores como los QGroupBox o los basados en páginas como QTabWidget, QToolBox y QStackedWidget también requieren de un layout de nivel superior para que los elementos o widgets contenidos en su interior pueden ser redimensionados correctamente en la aplicación.

Dentro del diseño principal se pueden generar diseños secundarios con diferentes distribuciones que a su vez pueden contener en su interior diferentes tipos de layouts. Cada una

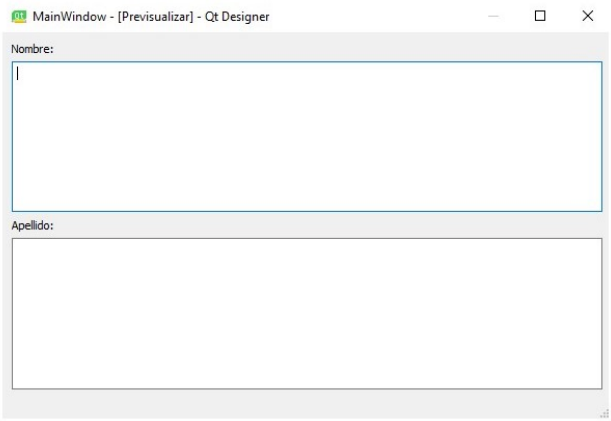


Fig. 35. Formulario adaptable utilizando layouts, distribución horizontal

de las distribuciones se delimita por medio de líneas rojas. Los widgets se pueden insertar en cada diseño existente arrastrándolos desde su posición actual y soltándolo en la ubicación requerida. En la figura 36 se muestra un ejemplo de un formulario diseñado con diferentes tipos de distribuciones y de widgets, en la figura 37 se muestra la adaptabilidad del mismo al tener un diseño de nivel superior establecido.

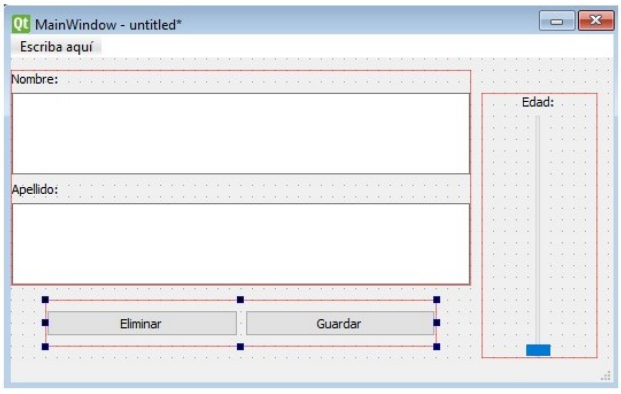


Fig. 36. Formulario con diferentes tipos de distribuciones.

Una vez que los widgets se han insertado en un diseño, no es posible moverlos y cambiar su tamaño individualmente porque el propio diseño controla la geometría de cada widget dentro de él, teniendo en cuenta el tipo de elemento y la cantidad de espacio que este requiere para su visualización. Por lo que si se quiere cambiar el tamaño de un widget se pueden agregar unos elementos espaciadores al diseño para influir en las geometrías. Existen

espaciadores verticales y horizontales. En la figura 38 se muestra el mismo formulario de la figura 37 pero limitando el tamaño de sus elementos por medio de espaciadores.

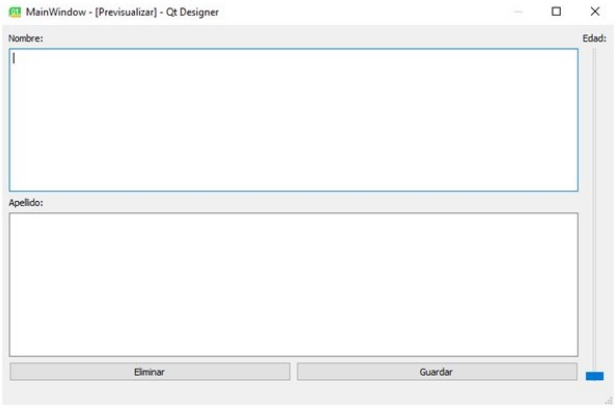


Fig. 37. Formulario adaptable con diferentes tipos de distribuciones.

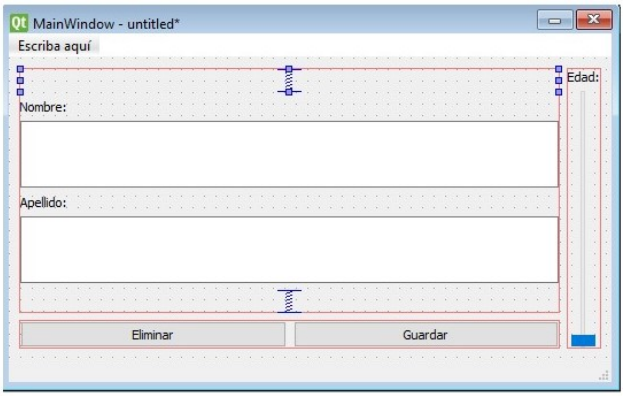


Fig. 38. Formulario adaptable con diferentes tipos de distribuciones y tamaño de widgets limitado por espaciadores.

Los widgets en Qt Designer cuentan con una propiedad denominada SizePolicy, lo cual indica de qué manera el elemento se va a redimensionar tanto horizontal como verticalmente. Existen los modos Fixed, Minimum, Maximum, Preferred, MinimumExpanding, Expandig o Ingenored, estos modos se pueden seleccionar en el inspector de objetos de Qt Designer según las necesidades de diseño requeridas, ya que la visualización de los elementos dentro de la interfaz cambia según cada caso.

Adicionalmente, Qt Designer cuenta con un editor de estilos para los diferentes elementos de la interfaz. Para cambiar la hoja de estilos del diseño principal o de un objeto

en específico se da click derecho y se selecciona la opción “Cambiar hojaDeEstilos”. Al dar click en esta opción se abre la ventana de edición mostrada en la figura 39, donde hay unas opciones básicas (rojo) y un espacio para una edición de estilos más avanzado (azul).

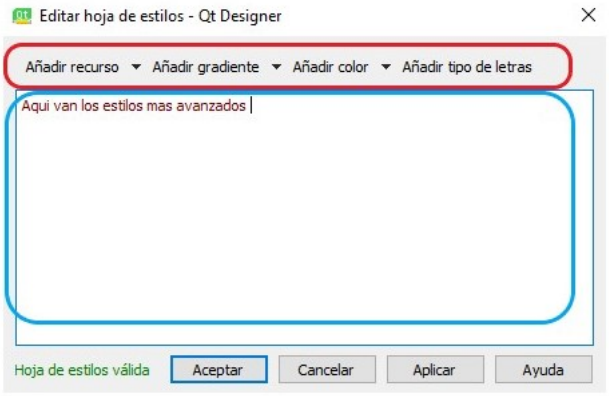


Fig. 39. Ventana para la edición de los estilos de los objetos en Qt Designer.

A continuación, se muestra un ejemplo de la sintaxis requerida para cambiar la hoja de estilos de un botón del formulario mostrado en la figura 38. Para cambiar los demás elementos se utiliza la misma estructura de código, solo se cambia el nombre según el tipo de widget que se desee modificar (figura 40). El resultado de esta edición de estilos se muestra en la figura 41.

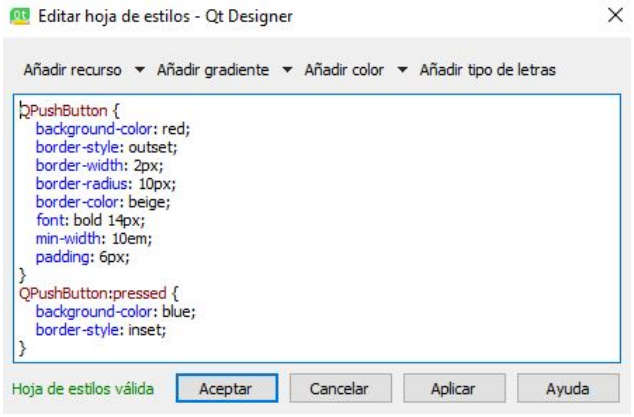


Fig. 40. Ejemplo de sintaxis para cambio de estilos de un botón.



Fig. 41. Ejemplo de cambio de estilo de un botón usando la hoja de estilos de Qt Designer.

Anexo B. Hilos con QThread: Aplicaciones multiprocesos usando PyQt

Un hilo es un flujo de ejecución o subproceso que se ejecuta por separado y de forma paralela al flujo principal, sin embargo, en Python 3 los diferentes subprocesos en realidad no se ejecutan al tiempo. Los subprocesos pueden ejecutarse en diferentes procesadores, pero solo se ejecutarán uno a la vez. El número de hilos, dependerá del número de núcleos de la CPU.

Debido a la forma en que funciona la implementación de Python en CPython es posible que la creación de subprocesos no acelere todas las tareas. Sin embargo, podrían evitar que las interfaces gráficas de usuario (GUI) se congelen al ejecutar tareas largas o ejecutar continuamente una tarea.

Si está creando una aplicación GUI que también tendrá una versión web, se recomienda usar la librería de Python llamada threading puesto que el back-end de la aplicación no dependerá de PyQt.

Revisar An Intro to Threading in Python de Real Python.

Sin embargo, si la aplicación se desarrollará con PyQt se debe usar QThread. QThread es la infraestructura que brinda PyQt para crear aplicaciones multiproceso, estas aplicaciones pueden tener dos tipos de hilos diferentes:

- Hilo principal.

- Subprocesos de trabajo (Worker thread).

El hilo principal de la aplicación siempre existe. Aquí es donde se ejecuta la aplicación y la GUI. Por otro lado, en los worker thread es donde se suelen ejecutar tareas prolongadas. Los datos generados en el worker thread se pueden mostrar en la interfaz, es decir en el hilo principal, haciendo que la GUI actúe como el consumidor que recibe información de los subprocesos.

Para compartir información entre las diferentes partes de la aplicación, PyQt usa señales. Por lo general las señales son emitidas por algunos elementos de las interfaces gráficas cuando sucede un evento, por ejemplo, cuando se presiona un botón, pero también pueden ser usadas para enviar datos. Al trabajar con hilos no se pueden retornar los datos tal como se haría al trabajar con funciones, por lo que las señales permiten conectar las diferentes partes del código. Estas se pueden generar usando pyqtSignal.

Para obtener más información sobre QThread revisar la guía de de Real Python "Use PyQt's QThread to Prevent Freezing GUIs".

Pasos para generar un worker thread con QThread:

1. Crear una clase que herede de QObject. Una de las funciones de la clase será la que contenga la tarea que debe desarrollar el hilo (objeto de trabajo)
2. Crear una instancia de la clase.
3. Crear una instancia de QThread (hilo).
4. Asignar o "mover" el objeto de trabajo al hilo usando **.moveToThread()**.
5. Conectar las señales a las funciones necesarias para garantizar la comunicación entre las diferentes partes de la aplicación.
6. Iniciar el hilo.

Es importante detener el hilo una vez termine de ejecutar la tarea, para esto QThread cuenta con API como **.finished()**, **.exit()**, **.quit()**. La tabla IX, muestra otras API que tiene QThread.

TABLA IX
ALGUNAS API DE QTHREAD.

Señales	.started()
	.finished()
Métodos	.start()
	.wait()
	.isFinished()
	.isRunning()

A. Ejemplo de un worker thread usando la arquitectura Modelo-Vista-Controlador

El cliente será el archivo main.py

```
from view import View
from controller import Controller
from model import Model
from PyQt5.QtWidgets import QApplication
import sys


class Main(object):
    def __init__(self):
        self.__app = QApplication(sys.argv)
        self.__view = View()
        self.__system = Model()
        self.__controller = Controller(self.__view, self.__system)
        self.__view.set_controller(self.__controller)

```

```
    def main(self):
        self.__view.show()
        sys.exit(self.__app.exec_())


M = Main()
M.main()
```

En el archivo view.py se genera la interfaz gráfica.

```
from PyQt5.QtWidgets import QMainWindow
from PyQt5.QtWidgets import QPushButton
from PyQt5.QtWidgets import QVBoxLayout
from PyQt5.QtWidgets import QWidget
from time import sleep


class View(QMainWindow):
    def __init__(self, ppal=None):
        super().__init__(ppal)
        self.setup()

    def setup(self):
        self.resize(200, 100)
        self.centralWidget = QWidget()
        self.setCentralWidget(self.centralWidget)
        self.button_start = QPushButton("Start", self)
        self.button_start.clicked.connect(self.start)
        self.button_stop = QPushButton("Stop", self)
        self.button_stop.clicked.connect(self.stop)
        layout = QVBoxLayout()
        layout.addWidget(self.button_start)
        layout.addWidget(self.button_stop)
        layout.addStretch()
        self.centralWidget.setLayout(layout)
```

```
26
27      def start(self):
28          self.__controller.start()
29
30      def stop(self):
31          self.__controller.stop()
32
33      def set_controller(self, c):
34          self.__controller = c
35
36      def closeEvent(self, event):
37          print('Inside Close Event')
38          self.__controller.finish_thread()
39          event.accept()
```

En el archivo model.py se encuentra la función run, en esta función deben ir todas las tareas que debe ejecutar el worker thread.

```
1  from PyQt5.QtCore import QObject
2  from PyQt5.QtCore import pyqtSignal
3  from time import sleep
4
5
6  class Model(QObject):
7      # Signals to communicate between objects
8      finished = pyqtSignal()
9      count = pyqtSignal(object)
10
11     def __init__(self):
12         super().__init__()
13         self.execute_thread = True
14         self.continue_count = False
15
16     def run(self):
17         # Here goes the long task
```

```
        while self.execute_thread == True:
            while self.continue_count:
                sleep(1)
                self.count.emit(self.i)
                self.i = self.i + 1

        print('End of infinite while')
        # emit the finished signal
        self.finished.emit()

    def start(self):
        self.continue_count = True
        self.i = 1

    def stop(self):
        self.continue_count = False

    def finish_thread(self):
        print('finishing')
        self.execute_thread = False
```

En el archivo controller.py es donde se creará la función que generará el hilo, en esta función es donde se ejecutan todos los pasos mencionados anteriormente y mostrados en el diagrama de flujo.

```
from PyQt5.QtCore import QThread
from PyQt5.QtCore import pyqtSignal


class Controller(object):
    count = pyqtSignal(object)

    def __init__(self, view, model):
        """
```

```
        Generate a worker thread and connect the signals and slots.
        The thread is made for the model class. Connects the model data
        to the view.

        Returns
        -------
        None.

        """
        self.__model = model
        self.__view = view

        # Create a QThread object
        self.thread = QThread()

        # Create a worker object
        self.worker = self.__model

        # Move worker to the thread
        # You can use worker objects by moving them to the thread
        self.worker.moveToThread(self.thread)

        # When the Start signal is emit, begins execution of the thread
        # by calling run()
        self.thread.started.connect(self.worker.run)

        # Tells the thread's event loop to exit
        self.worker.finished.connect(self.thread.quit)

        # To delete the worker and the thread objects when the work is
    done
        self.worker.finished.connect(self.worker.deleteLater)
        self.thread.finished.connect(self.thread.deleteLater)

        self.worker.count.connect(self.count)
```

```
44
45      def worker_thread(self):
46          # Start the thread
47          self.thread.start()
48
49      def start(self):
50          self.__model.start()
51          self.worker_thread()
52
53      def stop(self):
54          self.__model.stop()
55
56      def count(self, data):
57          print(data)
58
59      def finish_thread(self):
60          if self.thread.isRunning() == True:
61              print("Stop worker thread")
62              self.__model.finish_thread()
63              self.worker.stop()
64              self.thread.exit()
65              self.thread.wait()
66          else:
67              print("Worker thread  is not running")
```

Anexo C. Consentimiento informado

El consentimiento informado aprobado por el Comité de Bioética del Instituto de Investigaciones Médicas de la facultad de medicina, para realizar la validad del software, se encuentra en: Link.