

Detection of tonic-clonic seizures in children with epilepsy

Diego Romero^{1,2}, Claudia Zavaleta^{1,2}, Eisel Pinado^{1,2}, Jamila Vitella^{1,2}

Abstract—Epilepsy, a neurological condition characterized by recurrent, unprovoked seizures, profoundly impacts the lives of approximately 50 million individuals worldwide. Pediatric epilepsy, affecting around 470,000 children under 14 years old in the United States alone, has unique challenges encompassing health, education, and overall quality of life. Tonic-clonic seizures are particularly significant in pediatric epilepsy, this particular type of seizure needs effective detection mechanisms due to its inherent risks. This project proposes a digital signal processing algorithm for a portable, lightweight device for real-time monitoring of tonic-clonic seizures in children aged 6 to 14. The proposed algorithm extracts the most relevant features of an EEG signal and is capable of counting each seizure episode during the monitoring time. This project has the potential to enhance healthcare professionals' decision-making processes, thereby directly influencing and improving the quality of life of patients and their families.

Keywords: Pediatric epilepsy, Tonic-clonic seizures, EEG, Seizure detection, Wearable device, EEG Signal processing, Feature extraction.

I. INTRODUCCIÓN

La epilepsia es una condición neurológica que hace que las personas sean más susceptibles a tener convulsiones recurrentes no provocadas. Estas convulsiones son causadas por oleadas de actividad eléctrica en el cerebro y pueden variar en severidad y tipo de convulsión. Las convulsiones se pueden clasificar como focales, lo que significa que comienzan en una parte específica del cerebro, o en generalizadas, lo que indica que involucran todas las áreas del cerebro. Esta enfermedad afecta a aproximadamente 50 millones de personas, convirtiéndola en la cuarta condición neurológica más común. La manifestación de la epilepsia en niños presenta desafíos y consideraciones únicas. Solo en los Estados Unidos, alrededor de 470,000 niños menores de 14 años están diagnosticados con epilepsia [1]. Esta condición no solo impacta la salud del niño, sino que también se extiende a su educación, interacciones sociales y calidad de vida general.

Las convulsiones tónico-clónicas, anteriormente conocidas como convulsiones de gran mal, son particularmente significativas en la epilepsia pediátrica. Estas convulsiones se caracterizan por una combinación de rigidez muscular (fase tónica) y movimientos ritmicos de sacudidas (fase clónica), y presentan riesgos considerables para la seguridad y el bienestar de los niños afectados [2].

Dada la prevalencia e impacto de las convulsiones tónico-clónicas en niños con epilepsia, existe una necesidad

apremiante de mecanismos de detección efectivos. Tales detectores pueden desempeñar un papel crucial en el manejo de la condición, ofreciendo intervención oportuna y minimizando los riesgos asociados con estas convulsiones. El desarrollo de un detector para convulsiones tónico-clónicas en niños debe considerar los aspectos fisiológicos y de desarrollo únicos de este grupo de edad, asegurando precisión, seguridad y facilidad de uso.

En este documento, nuestro objetivo es explorar las complejidades de la epilepsia en niños, con un enfoque específico en las convulsiones tónico-clónicas.

II. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

A. Planteamiento del problema

Las crisis epilépticas en niños son impredecibles y en la actualidad se tratan principalmente con fármacos, cirugías, terapias dietéticas, monitoreo y telemonitoreo por parte de personal médico capacitado. Sin embargo, se tienen muy pocas herramientas de prevención, que además puedan ejercer una función de monitoreo. La ausencia de este tipo de dispositivos pone en riesgo la vida del paciente, debido a que, si la persona en cuestión no tiene un adecuado monitoreo, se incrementa el riesgo de sufrir lesiones que puedan promover la generación de problemas psicológicos y un impedimento del desarrollo cognitivo, lo cual empeorará su condición[1].

Se determinó que el público objetivo abarca la franja de edad de 6 a 14 años debido a que cerca del 85% de los niños que presentaron convulsiones tonicoclónicas se encuentran dentro de este rango de edad [2,3], además, porque la crisis tónico-clónica generalizada (CTG) es el tipo de crisis más común asociado a la muerte súbita inesperada en epilepsia (SUDEP)[4].

Al tratarse de pacientes menores de edad, es evidente que existe una necesidad no solo para los niños peruanos con epilepsia, sino también, para sus padres, familia en general y para el personal médico.

Finalmente, del análisis previo podemos concluir cuál es el problema: la ausencia de una alternativa portátil, no invasiva, capaz de emitir una alerta en tiempo real al detectar el inicio de una convulsión tonicoclónica en niños con epilepsia entre 6 y 14 años de edad.

B. Identificación de Stakeholders

Se identificaron las partes de interés, estas son:

1. Pacientes: el proyecto está destinado a mejorar la calidad de vida de niños y niñas de 6 a 14 años.
2. Personal médico: pediatras, neurólogos, psicólogos, psiquiatras y enfermeros.
3. Familiares: Son personas cercanas al paciente y quienes participan en la toma de algunas decisiones de los médicos.
4. Inversionistas: Este grupo influye a nivel económico para que nuestro proyecto tenga éxito.

C. Mapa de empatía

Para empatizar con el paciente, se realizaron preguntas con el fin de tener una visión más clara de qué es lo que piensa y cómo se siente en relación con su enfermedad. El manifestó angustia por no sentir control sobre su cuerpo, esto generaba que sus familiares tengan que vigilarlo constantemente y en consecuencia él se siente como una carga dentro de su hogar. Por otro lado, ya se encuentra en una edad en la que es capaz de percibir el gasto familiar que se genera debido a su tratamiento, lo cual agrava el sentimiento anterior.

Además, está impedido de ir a la escuela debido ya que la estigmatización social debido a su enfermedad no lo deja interrelacionarse con otros niños. Finalmente, lida con diagnósticos erróneos y espera que se desarrollen nuevas tecnologías que lo acerquen al normal desarrollo que tienen los demás niños.



Fig. 1. Mapa de empatía del paciente

D. Análisis de efectos e impactos

El impacto de las convulsiones en pacientes con epilepsia se extiende más allá de la esfera médica, abarcando consecuencias significativas en diversas áreas. Aproximadamente el 70% de los pacientes con epilepsia pueden llevar vidas normales con el uso de fármacos antiepilepticos [3], sin embargo, el restante 30% está expuesto a riesgos de accidentes durante las convulsiones, siendo las caídas uno de los principales peligros.

Estudios epidemiológicos revelan que alrededor del 16% de los pacientes con epilepsia sufren lesiones relacionadas con las convulsiones, con un riesgo acumulado del 5.3% anual y un incremento del 26.1% a lo largo de 20 años. Además, se ha observado un aumento del riesgo de mortalidad, con tasas de

mortalidad estandarizadas entre 1.2 y 9.3, siendo más altas en poblaciones pediátricas y en personas de edad avanzada[5].

La relación entre epilepsia y problemas psicológicos como la depresión, ansiedad y conductas suicidas es evidente. Se estima que la prevalencia de suicidio en pacientes con epilepsia oscila entre el 5 y el 14%, siendo tres veces mayor que en la población general. Los pacientes con epilepsia también enfrentan problemas cognitivos, con un 70% a 80% experimentando algún grado de deterioro cognitivo, afectando diversas áreas como el aprendizaje, la memoria, el lenguaje y la función ejecutiva.

Estos problemas cognitivos se vinculan con factores como la duración y tipo de convulsiones, efectos secundarios de los fármacos antiepilepticos, y condiciones emocionales como estrés, ansiedad y depresión. Aunque hay medicamentos y tratamientos que pueden ayudar a mejorar los síntomas y la calidad de vida, la complejidad de estos problemas cognitivos subraya la necesidad de abordajes integrales en el manejo de la epilepsia y sus implicaciones más allá de las convulsiones en sí mismas[6].

F. Análisis de causas

El alto costo del equipo médico para el tratamiento de la epilepsia refractaria, como el Estimulador del Nervio Vago (ENV) y el Sistema RNS, es una limitación significativa. Estos dispositivos aprobados para neuroestimulación tienen precios que oscilan entre los 35.000 y 40.000 dólares, impidiendo su accesibilidad a gran parte de la población, además de estar restringidos en su uso a pacientes mayores de 12 o 18 años, respectivamente. [7]

Por otro lado, la falta de personal técnico especializado en epilepsia representa un desafío adicional. La capacitación insuficiente de enfermeras y profesionales de atención primaria en el reconocimiento y manejo de casos de epilepsia contribuye a una detección variable de los diferentes tipos de crisis epilépticas. Este problema destaca la necesidad de una formación más adecuada y específica para el personal de salud, permitiendo una mejor identificación y manejo de la epilepsia en la comunidad.

III. PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Frente a este problema, se propone un algoritmo, que pueda incorporarse en un dispositivo médico portátil, capaz de monitorear en tiempo real las señales EEG de niños con epilepsia de 6 a 14 años para detectar el inicio de una crisis epiléptica. El algoritmo cumplirá las siguientes acciones:

1. Reconocer patrones de la señal EEG y diferenciar el estado ictal del interictal.
2. Emitir una alerta en caso se detecte una convulsión, de modo que los padres o cuidadores del niño puedan realizar acciones inmediatas frente a situaciones críticas.
3. Almacenar la cantidad de convulsiones en un determinado periodo de tiempo y la duración de estas. Estos datos son útiles para profesionales médicos, ya que facilitan la toma de decisiones para mejorar la salud del paciente a largo plazo.

A. Estado del arte

1. EZCAP: Wearable para detección automatizada de convulsiones en tiempo real usando señales EEG

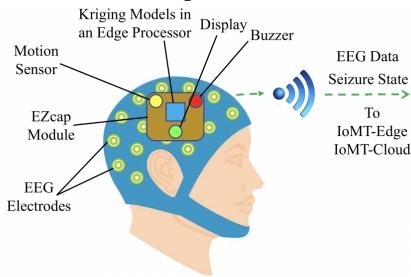


Fig. 2. Esquema conceptual del EZcap propuesto en [8]

Wearable para la detección automatizada de convulsiones usando los métodos Kriging, los cuales tienen alta precisión en la predicción espacial, de ahí su amplio uso en geoestadística. El dispositivo detecta las convulsiones en tiempo real con señales EEG utilizando los métodos Kriging simple, Kriging ordinario y Kriging universal. Después de múltiples experimentos con señales EEG obtenidas de pacientes convulsivos, así como de sus contrapartes sanas, los resultados revelan que el método simple Kriging supera a los otros métodos con una latencia media de detección de 0,81 segundos, una especificidad perfecta, una precisión del 97,50% y una sensibilidad del 94,74%. [8]

2. Aplicación móvil para monitorear convulsiones epilépticas usando una clasificación de señales EEG



Fig. 3. Auriculares EEG móviles MindWave y señal EEG obtenida en [9]

Se desarrolló una técnica para la detección de convulsiones epilépticas usando señales EEG. La señal fue procesada y filtrada usando múltiples filtros. Luego la señal fue descompuesta en sub-bandas. Finalmente, se utilizaron métodos de clasificación para las señales como Support Vector Machine (SVM), Artificial Neural Network (ANN) y K-Near Neighbor (KNN) para diferenciar entre una señal epiléptica y una no epiléptica, y se consiguió una sensibilidad del 97%. Además se desarrolló una aplicación de celular para monitorear la epilepsia basada en los resultados de la señal EEG. Una

notificación será enviada al paciente, al doctor y a la familia cuando una convulsión epiléptica suceda. [2]

3. Detector automatizado de convulsiones usando EEG de canales limitados y reducción dimensional no lineal

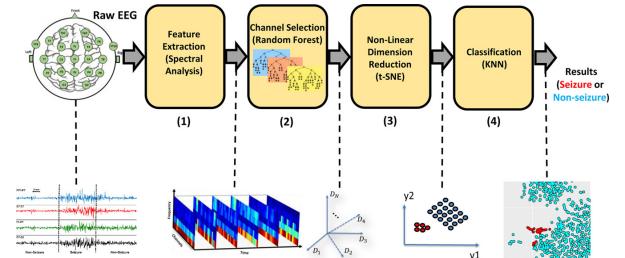


Fig. 4. Arquitectura general del método propuesto

Se desarrolló un dispositivo usando EEG de canales limitados y reducción dimensional no lineal, puesto que se considera que un EEG de canal completo registrado desde 18-23 electrodos no es portátil ni computacionalmente efectivo. Primero se extrajo las características del dominio de la frecuencia de las señales de EEG de canal completo. Luego, se usó un algoritmo de “Bosques Aleatorios” para determinar qué canales contribuyen más en la discriminación de eventos convulsivos y no convulsivos. Posteriormente, se aplicó una reducción dimensional no lineal. Finalmente, se aplicaron técnicas de machine learning para diferenciar entre una convulsión y un estado normal. Los resultados experimentales de 23 pacientes muestran que el enfoque propuesto supera a otras técnicas en términos de precisión. [10]

Se encontraron diversas propuestas de wearables que detectan crisis epilépticas. Se destacan, los sistemas de clasificación de las señales EEG, como machine learning y el método kriging para diferenciar entre una crisis convulsiva y una no convulsiva. Además, en estos artículos analizados se menciona que la solución ideal es aquella que sea portable, costo-efectiva, práctica y eficiente. Se proponen sistemas híbridos, reducción de los canales EEG y uso de una aplicación móvil para llegar a estos objetivos. En el mercado, no se encontró sistemas ubicados en la cabeza que realizan la tarea de detección de una crisis epiléptica. Sin embargo, hay dispositivos para detectar y alertar a los trabajadores cuando se presenta un evento de somnolencia. Finalmente, todas las características identificadas en el estado de arte serán consideradas para realizar nuestra estructura de funciones.

B. Estructura de funciones de la propuesta de solución

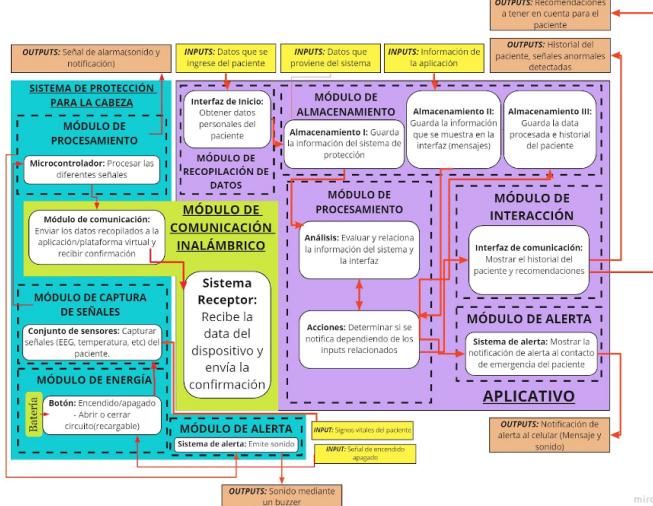


Fig. 5. Estructura de Funciones

1) Módulo de protección para la cabeza

Para la fabricación del casco se considera que el material ideal es un termoplástico rígido con un revestimiento interior en espuma blanda de 1cm de grosor. Se tomó como referencia los materiales comúnmente usados en cascos ortopédicos pediátricos. Este módulo busca ofrecer una capa de protección al paciente.

2) Módulo de adquisición de señales

Compuesto por electrodos que captan la señal EEG.

3) Módulo de energía

Contiene la batería y el mecanismo de encendido y apagado.

4) Módulo de almacenamiento

Las señales filtradas y las mediciones hechas por el algoritmo se almacenarán en una memoria interna.

5) Módulo de procesamiento

El algoritmo diseñado para el preprocesamiento y extracción de características se colocará en un microcontrolador.

6) Módulo de Comunicación Inalámbrico

Permite la transmisión de datos a aplicaciones o plataformas virtuales para su revisión y seguimiento remoto.

7) Módulo de Interacción

Proporciona una interfaz para mostrar el historial clínico del paciente y ofrecer recomendaciones personalizadas.

8) Módulo de Alerta

Emite señales de alarma sonoras y envía notificaciones a los dispositivos móviles vinculados al dispositivo.

IV. MÉTODOS

A. Diseño del estudio

En primer lugar, se seleccionarán las señales EEG de una base de datos que tenga una muestra que coincida con los objetivos de la presente investigación. Las señales obtenidas pasarán por

una etapa de pre-procesamiento donde serán amplificadas y filtradas con un filtro pasa bajas y posteriormente con la Transformada Discreta de Wavelet (TDW). El siguiente paso es aplicar la Transformada Discreta de Fourier (TDF) para identificar y separar la banda alfa, ya que de esta última se extraerán las características de interés. La señal procesada se graficará para observar la duración de cada crisis epiléptica y cuantificar el total de ellas. Se generará un dataset en donde se encuentren las señales segmentadas que contengan episodios epilépticos y otras que solo cuenten con el estado interictal.

Se espera que para trabajos posteriores dicho dataset se utilice para entrenar a una herramienta de inteligencia artificial con ayuda de la plataforma Edge Impulse y una vez que la IA esté entrenada, no solo se podrán detectar convulsiones, sino predecirlas. Para probar el funcionamiento adecuado del dispositivo final, será necesaria la aprobación del comité de ética y posteriormente se tendrá que elegir una muestra de participantes que cumplan con los criterios de inclusión y exclusión establecidos para poder adquirir las señales EEG en un entorno controlado.

B. Base de datos

En este caso consideraremos la base de datos CHB-MIT Scalp EEG Database que contiene grabaciones de EEG de 22 sujetos pediátricos con convulsiones intratables. En total, contiene el inicio y el final de 182 crisis, no obstante, solo se tuvieron en consideración las señales provenientes de los pacientes que estuvieran en el rango de 6 a 14 años. La base de datos de libre acceso se puede encontrar en el siguiente link: <https://physionet.org/content/chbmit/1.0.0/chb06/#files-panel>.

C. Procesamiento de datos

Después de un primer proceso de acondicionamiento: amplificación, muestreo y filtrado de ruido común en la señal, se usará la Transformada Discreta de Wavelet (DWT) para la detección de convulsiones. Uno de los desafíos importantes en la aplicación de la DWT es la configuración, que a menudo es seleccionado de manera empírica, sin embargo, Duo et. al diseñaron un método que descompone los datos de EEG en 7 familias de wavelets comunes a niveles teóricamente óptimos, obteniendo un algoritmo que demostró un rendimiento prometedor, con una precisión superior al 90% en dos conjuntos de datos EEG bien probados. [11] En tal sentido, al seleccionar la DWT como herramienta de procesamiento con 7 niveles de descomposición esperamos obtener un tratamiento eficiente de la señal para extraer las características de interés sin inconvenientes.

En relación a la extracción de características, la simetría y asimetría en las señales de EEG pueden indicar ataques epilépticos. Durante una convulsión, la actividad eléctrica en un hemisferio del cerebro puede aumentar repentinamente, causando asimetría en la señal de EEG. En pacientes con epilepsia, el EEG interictal que hace referencia a la actividad eléctrica cerebral que se obtiene en un momento en el que el paciente no está experimentando una crisis epiléptica activa,

puede mostrar picos asimétricos u ondas agudas, indicando actividad epiléptica. [12]

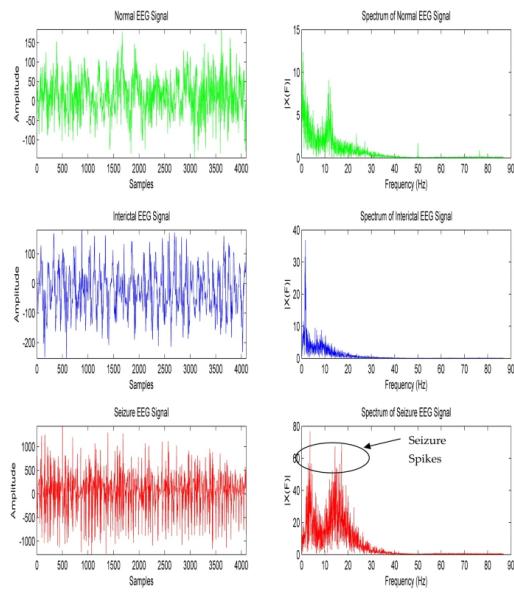


Fig.6.Señal EEG en el dominio del tiempo y dominio de la frecuencia (normal, interictal, convulsión) obtenidas en [12]

Los diferentes componentes de frecuencia de las señales de EEG que son útiles para el análisis médico son los siguientes:

- Delta ($f \leq 3\text{Hz}$)
- Theta ($3.5 \leq f \leq 7.5\text{ Hz}$)
- Alfa ($7.5 \leq f \leq 13\text{ Hz}$)
- Beta ($13 \leq f \leq 26\text{ Hz}$)
- Gamma ($26 \leq f \leq 100\text{ Hz}$)

Sin embargo, en la literatura encontrada se menciona que proporciona el mejor rendimiento al nivel de detección en la mayoría de experimentos realizados [13].

La descomposición basada en wavelet se usa para detectar ataques epilépticos de las señales de EEG de manera eficiente. Para complementarlo, se propone un método basado en ondículas para detectar la naturaleza rítmica de las descargas convulsivas. Este método examina la fluctuación de diferentes rangos de frecuencia en comparación con el fondo e identifica ráfagas rítmicas. Las convulsiones del lóbulo temporal generan ondas theta, las cuales se acumulan incrementando la frecuencia inmediatamente después del inicio de la convulsión. Yogaraján et. al usan este método, un índice normalizado basado en wavelet: índice de convulsiones combinadas (CSI) y un gráfico acíclico dirigido (SVM) para extraer las características de las señales de EEG con el fin de clasificar, ya sea que indiquen convulsiones o normal. Funciona en dos etapas extrayendo primero la información detallada y aproximada, seguida de una clasificación multietiqueta. Además, utiliza siete características diferentes para la clasificación de señales EEG. [12]

D. Consideraciones para la adquisición de señales

1) Adquisición de señales en tiempo real

Se usará como base los códigos de acceso libre de BrainFlow[1x] para diseñar un algoritmo que pueda vincularse con el dispositivo y recibir la información

desde los diferentes canales para su procesamiento. Se utiliza un temporizador de PyQt para actualizar continuamente los datos en un CSV para su posterior visualización.

2) Colocación de electrodos

El dispositivo contará con 4 electrodos en las posiciones FT9, FT10, P7 y P8 de acuerdo al sistema internacional de posición de los electrodos 10/10. Según la literatura, los electrodos de superficie colocados 1 cm por encima de un punto a un tercio de la distancia entre el meato auditivo externo y el canto externo (es decir, T1 y T2, en el sistema 10-20 o FT9 y FT10, en el sistema 10-10) cubren el polo temporal y se utilizan con frecuencia durante la monitorización de video-EEG en pacientes con epilepsia del lóbulo temporal (TLE). [1] Además, según un artículo en la revista Epilepsia publicada por Wiley Journals, se evidenció la viabilidad de reconocer patrones de convulsiones utilizando solo 4 canales de EEG ubicados detrás de la oreja, cerca de las posiciones P7 y P8 como se ve en la figura . [12]

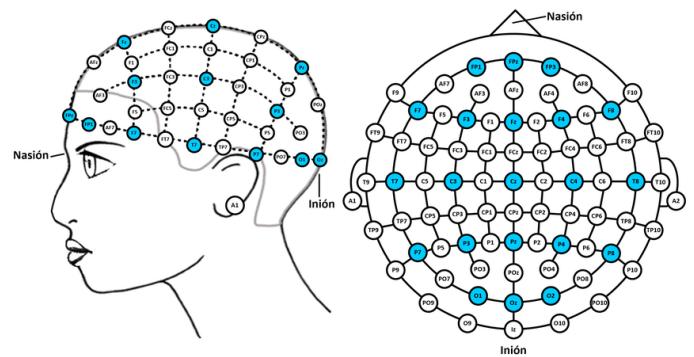


Fig. 7. Esquema de posiciones de los electrodos y etiquetas. [13]

IV. RESULTADOS

A. Procesamiento de datos

En la base de datos mencionada existen datos de 22 pacientes pediátricos, de los cuales se seleccionó inicialmente a aquellos que poseían mayor cantidad de episodios de epilepsia para mejorar la posibilidad de obtención de características distinguibles.

El código diseñado nos proporciona el ploteo de los canales importantes para la caracterización ('F7-T7', 'T7-P7', 'FZ-CZ', 'CZ-PZ', 'P7-T7', 'T7-FT9', 'FT10-T8' y 'T8-P8'), así como la aplicación de FFT y DWT a estas señales.

Se utilizarán solo estos canales debido a que el valor de localización de los hallazgos del EEG tanto interictal como ictal es mayor si la zona epileptogénica está ubicada en el lóbulo frontal lateral en comparación con el lóbulo frontal mesial o basal según estudios. [14]

Logramos graficar la señal de los canales que necesitamos extraídos de la base de datos y hacer un análisis en frecuencia por la transformada rápida de Fourier (FFT), de esta manera saber a qué frecuencia debemos analizar los picos en donde se encuentran las convulsiones.

En el análisis de señales EEG, la transformada rápida de Fourier (FFT) se utiliza para obtener una representación en el dominio de la frecuencia de la señal en el dominio del tiempo. La señal EEG es una serie temporal que varía en el tiempo y contiene información sobre la actividad eléctrica cerebral en diferentes frecuencias. La FFT nos permite descomponer la señal en sus componentes de frecuencia, revelando qué frecuencias están presentes y con qué intensidad. Al aplicar la FFT a la señal EEG de canales específicos extraídos de la base de datos, podemos obtener información detallada sobre la distribución de la energía en diferentes bandas de frecuencia, como la banda alfa (de la cual veremos su resultado más adelante). Este análisis en frecuencia es crucial para identificar patrones característicos de la actividad cerebral, como la presencia de actividad en la banda alfa, que puede estar asociada con estados de relajación o incluso indicar la presencia de convulsiones en casos específicos.

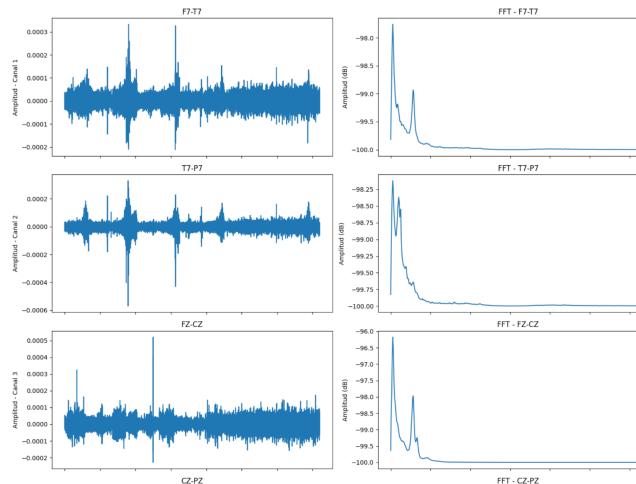


Fig. 8. Gráfica de canales en crudo y análisis en frecuencia FFT.

Por otro lado, la Transformada Wavelet se utiliza en la detección de convulsiones para analizar la distribución de la energía en el dominio del tiempo y la frecuencia. A diferencia de la transformada de Fourier, la transformada wavelet ofrece información detallada sobre cómo varía la frecuencia a lo largo del tiempo. En el contexto de señales EEG, las convulsiones a menudo se manifiestan como eventos transitorios de alta energía en ciertos rangos de frecuencia. Al aplicar la transformada wavelet a la señal EEG, podemos identificar patrones específicos en el tiempo y la frecuencia asociados con las convulsiones. El ploteo resultante, como un mapa de calor, visualiza la intensidad de la actividad en diferentes frecuencias en función del tiempo, lo que facilita la

identificación de eventos anómalos, como convulsiones, que se destacan como regiones de alta energía en el spectrograma.

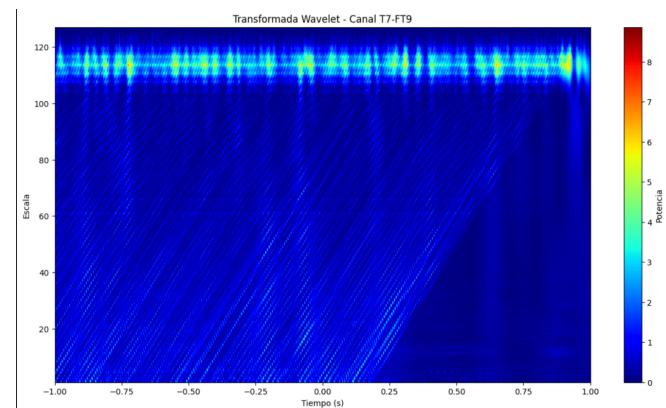


Fig. 9. Grafica de mapa de calor de Transformada Wavelet

El ploteo de detección de convulsiones basado en la potencia de la banda alfa del Paciente 02, grabación 19, muestra la evolución temporal de la potencia en la banda alfa a lo largo de la señal EEG. En este gráfico, la línea azul representa la potencia en la banda alfa para cada punto en el tiempo. Se ha establecido un umbral de detección (línea roja punteada) para identificar momentos en los que la potencia supera este umbral, indicando posibles episodios de convulsiones.

En el segundo ‘1750’, se observa un pico significativo en la potencia de la banda alfa, indicado por el punto naranja en el gráfico. Este pico supera el umbral de detección, lo que sugiere la presencia de una convulsión en ese momento específico. La detección de convulsiones se basa en la identificación de aumentos abruptos en la potencia de la banda alfa, que pueden indicar actividad anormal en la actividad cerebral.

Es importante tener en cuenta que la variación temporal entre picos consecutivos se considera para evitar contar múltiples eventos cercanos como convulsiones separadas. En este caso, si la variación temporal entre los picos es corta (aproximadamente 60 a 120 segundos según la literatura), se contaría como un solo episodio de convulsión en lugar de varios. Este enfoque ayuda a proporcionar una visión más precisa de la presencia de convulsiones en la señal EEG del paciente.

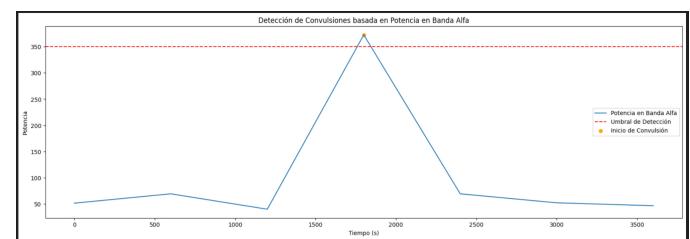


Fig. 10. Ploteo de detección de convulsiones basada en potencia de banda alfa (Paciente 02, grabación 19)

El ploteo de detección y contabilización de convulsiones basado en la potencia de la banda alfa del Paciente 08, grabación 01, destaca por su capacidad para proporcionar una visión precisa de la actividad de convulsiones en la señal EEG, considerando un umbral temporal entre picos consecutivos. En este caso específico, se observan siete picos en la potencia en la banda en total, pero gracias al enfoque implementado, solo se cuentan tres.

La primera convulsión fue detectada en el segundo '250', dando inicio a la actividad convulsiva. Luego, se identifica un segundo episodio alrededor del segundo '6000' y, finalmente, un tercer episodio alrededor del segundo '10200'. Se considerara a los picos cercanos como una sola convulsión mediante umbrales de tiempo.

Esta estrategia proporciona una representación más precisa del impacto de las convulsiones en la señal EEG, permitiendo una mejor comprensión de la distribución temporal de los episodios convulsivos. Contabilizar las convulsiones correctamente facilita una evaluación clínica más informada y facilita la toma de decisiones médicas para el tratamiento y manejo de pacientes con trastornos

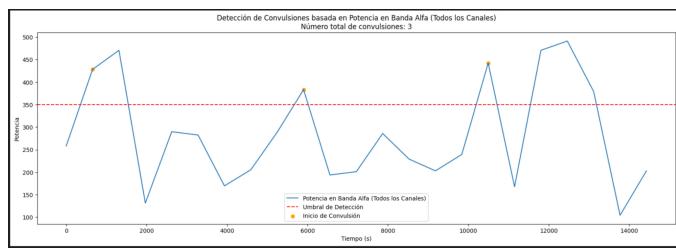


Fig. 11. Ploteo de detección y contabilización de convulsiones basada en potencia de banda alfa (Paciente 08, grabación 01)

V. CONCLUSIONES

En el transcurso de este estudio centrado en la detección de convulsiones tonicoclónicas en niños de 6 a 14 años con epilepsia, enfrentamos obstáculos sustanciales en la adquisición de señales EEG en tiempo real debido a problemas de conectividad y fallas ocasionales en el hardware de electrodos. A pesar de estos desafíos, logramos desarrollar exitosamente un algoritmo de detección basado en análisis en frecuencia, empleando la transformada rápida de Fourier (FFT) y la transformada wavelet. La elección cuidadosa de la base de datos, destacando el trabajo de Handa, Mathur y Goel [19], nos permitió seleccionar al paciente con el mayor número de episodios de epilepsia para mejorar la distintividad de las características.

La aplicación de estrategias que consideran la variación temporal entre picos consecutivos ha sido fundamental. Este enfoque ha permitido evitar la sobreestimación de episodios convulsivos al contar múltiples eventos cercanos como un solo episodio, proporcionando así una representación más precisa de la actividad convulsiva en la señal EEG. La visualización efectiva de los resultados, a través de ploteos detallados, ha

validado la contribución significativa de este estudio en el ámbito de la epilepsia pediátrica.

La implementación de un algoritmo de detección y contabilización de convulsiones ha fortalecido nuestra capacidad para comprender la distribución temporal de los episodios convulsivos, facilitando una evaluación clínica más informada. A pesar de las dificultades iniciales en la adquisición de señales en tiempo real, nuestro enfoque alternativo ha demostrado ser exitoso en cumplir con el objetivo principal de la investigación: mejorar la detección y prevención de convulsiones en niños con epilepsia. Este estudio sienta las bases para futuras investigaciones y contribuye al avance en el campo de la medicina personalizada, específicamente en el tratamiento y manejo de pacientes con trastornos epilépticos.

Este proyecto enfrenta desafíos significativos durante la fase de adquisición de señales EEG utilizando el Ultracortex Mark IV y su dongle (Cyton). Nos encontramos con problemas recurrentes de conectividad entre el dispositivo y su dongle, resultando en desconexiones intermitentes durante el proceso de adquisición. Lamentablemente, estas complicaciones impidieron la comprobación del sistema de adquisición de señales EEG en tiempo real.

APPENDIX

Protocolo de estudio:

Protocolo para ensayos del proyecto “Detector de convulsiones tonicoclónicas mediante la adquisición y procesamiento de señales EEG”

Justificación del estudio:

La epilepsia es un grupo común, crónico y complejo de trastornos neurológicos que afecta a más de 50 millones de personas en todo el mundo. A pesar de los tratamientos disponibles, muchos pacientes con epilepsia no logran la libertad de convulsiones, lo que afecta significativamente su calidad de vida. La electroencefalografía (EEG) es una herramienta esencial en la evaluación y manejo de pacientes con epilepsia, pero su interpretación visual tiene limitaciones. Este estudio tiene como objetivo desarrollar un detector de convulsiones tonicoclónicas basado en señales EEG para mejorar el diagnóstico y la atención de pacientes con epilepsia.

Diseño del estudio:

Se trata de un estudio experimental ya que se modifican una o más variables independientes en el entorno de los participantes para observar su efecto en las señales EEG, además, es cuantitativo porque implica la recopilación y análisis de datos medibles de electroencefalografía con el objetivo de extraer y observar características que nos permitan identificar patrones anormales, relaciones y tendencias relacionadas con crisis epilépticas tonicoclónicas. Con este propósito se seguirán los siguientes pasos:

1. Se elige una muestra de participantes que cumplen con los criterios de inclusión y exclusión establecidos más adelante en el presente protocolo.
2. Los participantes son sometidos a la adquisición de señales EEG en un entorno controlado. Esto implica la colocación de electrodos en el cuero cabelludo y la recopilación de datos en tiempo real según los métodos de adquisición que se detallan en la sección correspondiente del presente protocolo.
3. Las señales EEG recopiladas son procesadas para extraer características cuantitativas de interés. Esto incluye el filtrado de ruido, la segmentación de las señales en ventanas de tiempo relevantes y el cálculo de medidas cuantitativas, como la amplitud, la frecuencia, la coherencia, la sincronización, entre otras.
4. Los datos procesados se someten a un análisis cuantitativo. Esto implica la aplicación de técnicas estadísticas y matemáticas para identificar patrones, relaciones y tendencias en las señales EEG. El objetivo es responder a las preguntas de investigación y evaluar las hipótesis planteadas.
5. Finalmente los resultados del análisis se presentarán en un informe.

Criterios de inclusión y exclusión de los participantes:

- Participantes de entre 18 y 45 años.
- Participantes con visión normal.
- No tiene antecedentes de trastornos o enfermedades neurológicas o psiquiátricas.
- No está embarazada.
- No tiene implantes con componentes metálicos, magnéticos o electrónicos.
- Tamaño de la muestra 4 participantes (grupo de control).

Consentimiento informado:

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN ESTUDIO DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRAFÍCAS

Nombre del proyecto

"Detector de convulsiones tonicoclonicas mediante la adquisición y procesamiento de señales EEG".

Investigadores

- Pinado Eisel
- Romero Diego
- Vitella Jamila
- Zavaleta Claudia

Introducción

Estimado participante, lo invitamos a participar en un estudio de investigación que evalúa la utilidad de las señales EEG para el monitoreo de epilepsia en adultos. Este estudio implica la grabación de EEG mientras se encuentra en estado de reposo, sentado con los ojos cerrados (Fase 1) y, opcionalmente, hacer la estimulación de determinadas regiones de su cerebro para comprobar su respuesta frente a las 4 técnicas de actividad más comunes (Fase 2). Se le pide que participe en este estudio porque es un adulto sano que cumple con los criterios de selección del estudio. Lea atentamente este formulario de consentimiento y pida a los investigadores que le expliquen cualquier palabra o información que no entienda claramente. Se trata de un estudio de investigación donde su participación es completamente voluntaria y puede abandonar el estudio en cualquier momento.

Usted puede beneficiarse o no de su participación en el estudio. Sin embargo, su participación puede ayudar a otras personas en el futuro como resultado de los conocimientos adquiridos en la investigación.

Si decide no participar, o si abandona el estudio, su decisión no perjudicará en modo alguno su relación con ningún miembro del equipo de investigación ni con ninguna otra persona relacionada al proyecto.

Una vez que lea este formulario de consentimiento y comprenda lo que implicará su participación en este estudio, se le pedirá que firme este formulario si desea participar. Se le entregará una copia firmada del formulario para que la conserve en sus archivos.

Objetivos del estudio

- Evaluar la eficacia de un detector de convulsiones tonicoclonicas basado en señales EEG en la detección precisa y oportuna de convulsiones en pacientes con epilepsia, en comparación con los métodos de detección convencionales. Este objetivo se centraría en la validación del detector como una herramienta confiable para el diagnóstico y la monitorización de convulsiones.
- Investigar la variabilidad de las características de las señales EEG en pacientes con convulsiones tonicoclonicas y cómo estas variaciones pueden influir en la eficacia del detector. Esto implicaría analizar la amplitud, la frecuencia, la duración y otros parámetros

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al profesor Lewis, Moisés y Alonso por su ayuda en los intentos de poder obtener en tiempo real la señal EEG mediante el Ultracortex mark IV en python, así como su retroalimentación con los avances.

REFERENCIAS

- [1] World Health Organization: WHO, "Epilepsia," Who.int, Jun. 20, 2019. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy> (accessed Nov. 19, 2023).
- [2] Centers for Disease Control and Prevention, "Types of Seizures | Epilepsy," [En línea]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/epilepsy/about/types-of-seizures.htm>. [Accedido: 19-Nov-2023]
- [3] J. U. Duncombe, "Infrared navigation—Part I: An assessment of feasibility," IEEE Trans. Electron Devices, vol. ED-11, no. 1, pp. 34–39, Jan. 1959, doi: 10.1109/TED.2016.2628402.
- [4] N. M. Sayed, M. T. K. Aldin, S. E. Ali, and A. E. Hendi, "Cognitive functions and epilepsy-related characteristics in patients with generalized tonic-clonic epilepsy: a cross-sectional study," Middle East Current Psychiatry, vol. 30, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Feb. 03, 2023, doi: 10.1186/s43045-023-00293-6.
- [5] B. Francesca Solari, "Crisis epilépticas en la población infantil" Revista Médica Clínica Las Condes, vol. 22, no. 5. Elsevier BV, pp. 647–654, Sep. 2011, doi: 10.1016/s0716-8640(11)70477-1.
- [6] L. S. Isabel Margarita Dra., V. E. Ximena Dra., and M. G. Silvia Dra., "Síndromes epilépticos en niños y adolescentes," Revista Médica Clínica Las Condes, vol. 24, no. 6. Elsevier BV, pp. 915–927, Nov. 2013, doi: 10.1016/s0716-8640(13)70245-1.
- [7] J. Freitas et al., "Age-specific periictal electroclinical features of generalized tonic-clonic seizures and potential risk of sudden unexpected death in epilepsy (SUDEP)," Epilepsy & Behavior, vol. 29, no. 2. Elsevier BV, pp. 289–294, Nov. 2013, doi: 10.1016/j.yebeh.2013.08.010.
- [8] J. Tellez, R. Nguyen, L. Hernández-Ronquillo. Injuries, accidents and mortality in epilepsy: Injuries, accidents, and mortality in epilepsy: A review of their prevalences, risk factors and prevention. Research Gate. Available at: https://www.researchgate.net/publication/50434829_Injuries_accidents_and_mortality_in_epilepsy_A_review_of_its_prevalence_risk_factors_and_prevention [Accessed: Nov 19, 2023].

- [9] C. Helmstaedter and J.-A. Witt, "Epilepsy and cognition – A bidirectional relationship?" Seizure, vol. 49. Elsevier BV, pp. 83–89, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.seizure.2017.02.017.
- [10] "NeuroSpace," NeuroPace, Inc., <https://www.neuropace.com/> [Accessed: Nov 19, 2023].
- [11] I. L. Olokodana, S. P. Mohanty, E. Kougianos, and R. S. Sherratt, "EZcap: A novel wearable for real-time automated seizure detection from EEG signals," IEEE trans. consum. electron., vol. 67, no. 2, pp. 166–175, 2021.
- [12] Z. Lasefr, R. R. Reddy, and K. Elleithy, "Smart phone application development for monitoring epilepsy seizure detection based on EEG signal classification," in 2017 IEEE 8th Annual Ubiquitous Computing, Electronics and Mobile Communication Conference (UEMCON), 2017, pp. 83–87.
- [13] J. Birjandtalab, M. Baran Pouyan, D. Cogan, M. Nourani, and J. Harvey, "Automated seizure detection using limited-channel EEG and non-linear dimension reduction," Comput. Biol. Med., vol. 82, pp. 49–58, 2017.
- [14] D. Chen, S. Wan, J. Xiang, and F. S. Bao, "A high-performance seizure detection algorithm based on Discrete Wavelet Transform (DWT) and EEG," PLOS ONE, vol. 12, no. 3. Public Library of Science (PLoS), p. e0173138, Mar. 09, 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0173138.
- [15] G. Yogarajan et al., "EEG-based epileptic seizure detection using binary dragonfly algorithm and deep neural network," Scientific Reports, vol. 13, no. 1. Springer Science and Business Media LLC, Oct. 18, 2023, doi: 10.1038/s41598-023-44318-w.
- [16] F. Rosenow, K. M. Klein, and H. M. Hamer, "Non-invasive EEG evaluation in epilepsy diagnosis," Expert Review of Neurotherapeutics, vol. 15, no. 4. Informa UK Limited, pp. 425–444, Mar. 16, 2015, doi: 10.1586/14737175.2015.1025382.
- [17] K. Vandecasteele et al., "Visual seizure annotation and automated seizure detection using behind-the-ear electroencephalographic channels," Epilepsia, vol. 61, no. 4. Wiley, pp. 766–775, Mar. 11, 2020, doi: 10.1111/epi.16470.
- [18] M. M. Monge, "Procesamiento y caracterización de bioseñales para su uso en interfaces de control y afectividad." Unpublished, 2015, doi: 10.13140/RG.2.1.2088.8407.
- [19] P. Handa, M. Mathur, and N. Goel, "Open and free EEG datasets for epilepsy diagnosis", Arxiv.org. [Online]. Available at: <http://arxiv.org/abs/2108.01030>. [Accessed: Nov 19, 2023].
- [20] F. Rosenow, K. M. Klein, and H. M. Hamer, "Non-invasive EEG evaluation in epilepsy diagnosis", Expert Rev. Neurother., vol. 15, núm. 4, pp. 425–444, 2015.
- [21] Sameer, M., Gupta, B. Detection of epileptical seizures based on alpha band statistical features. Wireless Pers Commun 115, 909–925 (2020). <https://doi.org/10.1007/s11277-020-07542-5>

AUTHORS



Diego A. Romano Bobadilla was born in Lima, Peru, on June 28, 2000. He continued his academic training and is currently pursuing a Bachelor's degree in Biomedical Engineering at the Pontificia Universidad Católica del Perú and the Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Peru, 2023.

He interested in health management with future specialization in Clinical Engineering. With the aspiration of being able to improve the quality of life of patients in the public sector, who do not have adequate and quality health services in our country. Aspiration to be able to improve the quality of life of patients with cancer, degenerative diseases and burns; which do not have due support in our country.



Jamila R. Vitella Torres was born in San Borja, Lima, Peru on August 21st. She continues with her academic studies and is currently studying for a Bachelor of Science in Biomedical Engineering from Pontificia Universidad Católica del Perú and Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú, 2023.

Her current research interests are digital processing in biosignals, biomaterial and tissue engineering. Ms. Vitella is currently working on the “Hydroxyapatite Analysis for”.



Claudia A. Zavaleta Medina was born in Huaraz, Áncash, Perú, on July 11th, 2003. She pursued her academic education and is currently studying for a Bachelor of Science in Biomedical Engineering from Pontificia Universidad Católica del Perú and Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú, 2023.

Her current research interests include artificial intelligence applications in biosignals processing and research of carriers for drug delivery. Ms. Zavaleta is currently an undergraduate student, who is part of projects such as: “Curcumin encapsulation in Sacha Inchi oil-in-water nanoemulsion: synthesis, characterization and studies on antioxidant activity” and “Design of an ambulatory blood pressure and pulse oximetry monitor with wireless data transmission”.



Eisel A. Pinado Ayala was born in Santa Anita, Lima, Perú on November 16th, 2000. He continued his academic training and is currently pursuing a Bachelor's degree in Biomedical Engineering at the Pontificia Universidad Católica del Perú and the Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Peru, 2023. He's interested in the area of clinical engineering, focused on the maintenance and recovery of medical equipment for its correct reintegration into the public or private sector.