



Amhier: Prototipo Sistema Tecnológico de Apoyo para Pacientes con Epilepsia Mediante
Detección de Crisis y Notificación

Barrios Álvarez Nicolas Sebastián

Bello Medina Ricardo Andres

Mancipe González Alba Lucero

Universidad Manuela Beltrán

Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingenierías

Bogotá, Colombia

2023

Ambier: Prototipo Sistema Tecnológico de Apoyo para Pacientes con Epilepsia Mediante
Detección de Crisis y Notificación

Nicolas Sebastián Barrios Álvarez

Ricardo Andres Bello Medina

Alba Lucero Mancipe González

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Biomédico

Asesor

Ph.D. (c) Héctor Miguel Vargas García

Universidad Manuela Beltrán

Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingenierías

Bogotá, Colombia

2023

Autoridades Académicas

Dra. ALEJANDRA ACOSTA HENRÍQUEZ

Rectora

Dra. CLAUDIA MILENA CÓMBITA LÓPEZ

Vicerrectora Académica

Ing. FRÉDY ALBERTO SANZ RAMÍREZ

Vicerrector De Investigaciones y Altos Estudios Posgraduales

Dra. ROCÍO BERNAL GARAY

Vicerrectora de Calidad

Dra. MYRIAM ANDREA TARAZONA ROMERO

Directora del Programa de Ingeniería Biomédica

Agradecimientos

A las autoridades académicas y miembros de la comunidad de Investigaciones de la Universidad Manuela Beltrán, por respaldar y apoyar este proyecto a lo largo de su desarrollo.

Por su incondicional apoyo y acompañamiento a lo largo de nuestro crecimiento personal y profesional, a nuestras familias, un pilar vital en la vida de cada ser.

Al ingeniero profe, Héctor Vargas, quien más que tutor fue mentor, en un área tan apasionante como lo es el procesamiento de señales, sobre todo por poder enfocarla en mitigar problemáticas asociadas a la salud humana, para lo cual nos preparamos como profesionales, desde el primer día.

Y a la vida, por permitirnos culminar un logro más.

Resumen

Este proyecto tiene como objetivo implementar un algoritmo computacional para detectar crisis epilépticas tónico-clónicas a partir de señales EMG de superficie del músculo deltoides, que pueda ser adaptado a hardware de bajo costo. Además, se plantea una aplicación móvil que notifique las convulsiones y envíe la ubicación GPS del paciente. La investigación consta de tres etapas. En la primera etapa, se realizó el diseño del algoritmo basado en un enfoque descrito en la literatura. En la segunda etapa se evaluó el algoritmo utilizando señales EMG reales de pacientes con epilepsia, analizando los cruces por cero detectados en las señales filtradas. En la tercera etapa se definieron la arquitectura y requisitos de usuario de la aplicación móvil. Finalmente, se encontró que los resultados del algoritmo diseñado utilizando filtros IIR muestran similitud con los resultados de la literatura, en términos de comportamiento y morfología, pero requiriendo un menor consumo energético y computacional.

Palabras clave: Epilepsia, crisis, convulsión, EMG, algoritmo, filtro, hardware.

Abstract

This project aims to implement a computational algorithm to detect tonic-clonic epileptic seizures from surface EMG signals of the deltoid muscle, which can be adapted to low-cost hardware. In addition, a mobile application that notifies seizures and sends the GPS location of the patient is being proposed. The investigation consists of three stages. In the first stage, the algorithm design was carried out based on an approach described in the literature. In the second stage, the algorithm was evaluated using real EMG signals from epilepsy patients, analyzing the zero crossings detected in the filtered signals. In the third stage, the architecture and user requirements of the mobile application were defined. Finally, it was found that the results of the algorithm designed using IIR filters show similarity with the results of the literature, in terms of behavior and morphology, but requiring a lower energy and computational consumption.

Keywords: Epilepsy, seizure, EMG, algorithm, filter, hardware.

Tabla de contenido

Introducción	13
Capítulo I: Descripción del Proyecto	15
1.1 Introducción	15
1.2 Planteamiento del Problema de Investigación	16
1.3 Justificación.....	17
1.4 Objetivos: General y específicos.....	17
1.4.1 Objetivo general.....	17
1.4.2 Objetivos específicos.	18
Capítulo II: Marco teórico y Referencial	19
2.1 Antecedentes de la Investigación	19
2.2 Fundamentos Teóricos	20
2.2.1 Epilepsia.....	20
2.2.2 Métodos de detección	21
2.2.3 Sistemas Lineales Invariantes en el Tiempo (LSI)	25
2.2.4 Transformada Z Bilineal	33
2.2.5 Transformaciones en Frecuencia	34
2.2.6 Comparativa entre los Filtros más Usados.....	35
2.2.7 Comparación de las respuestas en frecuencia.....	41
2.2.8 Representación en python de los filtros IIR.....	42
2.2.9 Funciones de python para filtrado de señal con filtro IIR	43
2.2.10 Aplicación Móvil	45
Capítulo III: Diseño Metodológico.....	47
3.1 Tipo de Investigación	47
3.2 Diseño de la Investigación	47
3.3 Población.....	48
3.4 Técnicas de recolección de datos	48
3.5 Técnicas de procesamiento y análisis de datos	48

3.5.1	Diseño de Filtros FIR.....	49
3.5.2	Diseño de Filtros IIR.....	50
3.5.3	Comparación Filtros IIR y FIR	51
3.5.4	Filtrado de la Señal	54
3.5.5	Creación de las Ventanas	56
3.5.6	Detección de Cruces por Cero	56
3.5.7	Detección de Convulsión	57
3.5.8	Diseño de la Aplicación Móvil	59
Capítulo IV: Resultados y análisis		71
4.1	Presentación de Resultados	71
4.1.1	Filtrado de la señal EMG.	71
4.1.2	Creación de ventanas y algoritmo de detección de cruces por cero con señal EMG.	72
4.1.3	Detección de convulsión.	73
4.1.4	Comparativa entre filtros FIR de orden 20.	75
4.1.5	Comparativa entre filtros IIR de orden 20.	76
4.1.6	Comparativa entre filtros IIR y FIR de orden 20.	77
4.1.7	Comparativa entre filtros IIR con menos coeficientes y filtro FIR de orden 20....	80
4.1.8	Comparativa entre filtros IIR de la forma SOS y filtro FIR Remez de orden 20. .	82
4.1.9	Comparación filtro Chebyshev tipo 1 de orden 20 con variación de la frecuencia de corte.	83
4.1.10	Comparación con variación de umbral de voltaje para la detección de ceros. ..	85
4.1.11	Aplicación móvil.....	86
4.2	Análisis e interpretación de los resultados	88
4.2.1	Relación entre el conteo de cruces por cero y el filtro utilizado.....	90
4.2.2	Relación entre el conteo de cruces por cero y el umbral de voltaje establecido	90
4.3	Conclusiones y recomendaciones.....	91
Capítulo V: Referencias.....		93

Anexo A. Diseño de Filtros IIR y FIIR.....	98
Anexo B. Diseño de Ventana y Detector de Cruces por Cero	101
Anexo C. Detección de Crisis de Epilepsia	103

Lista de Tablas

Tabla 1 Consideraciones generales de los filtros IIR y FIR	44
Tabla 2 Definición de Actor	59
Tabla 3 Requerimientos de Ingreso	59
Tabla 4 Requerimientos de Registro.....	62
Tabla 5 Requerimientos de pantalla principal	64
Tabla 6 Requerimientos de contacto de emergencia.....	66
Tabla 7 Número de coeficientes obtenidos para cada filtro igualando la morfología del filtro FIR por Remez.	88
Tabla 8 Número de coeficientes obtenidos para cada filtro, representando los filtros IIR de forma SOS y el FIR en forma de Función de Transferencia.....	89

Lista de Figuras

Figura 1 Visualización de la señal EMG a través del software MATLAB.....	22
Figura 2 Procesamiento de la señal de EMG	23
Figura 3 Anomalías en el ECG durante las convulsiones.....	24
Figura 4 Respuesta al impulso en el dominio de la frecuencia.....	27
Figura 5 Realización de un filtro FIR no recursivo de primer orden.....	28
Figura 6 Realización directa de un sistema digital FIR	28
Figura 7 Respuesta en magnitud (dB) de un filtro IIR.....	30
Figura 8 Realización de un filtro IIR	31
Figura 9 Realización directa de un sistema digital IIR	32
Figura 10 Respuesta en Potencia de filtros Butterworth para $N = 1 \dots 5$ ($\epsilon = 1$)	36
Figura 11 Comparación de los diagramas de Bode para los tres diseños de ejemplo	42
Figura 12 Metodología para la detección de convulsión a partir de una señal EMG	48
Figura 13 Respuesta en frecuencia de filtros FIR.....	49
Figura 14 Comparación de la Respuesta en Frecuencia de los diferentes filtros FIR	50
Figura 15 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR orden 20 diseñados	51
Figura 16 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR y FIR por morfología	52
Figura 17 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR y FIR de orden 20	53
Figura 18 Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR (SOS) y filtro FIR por Remez	54
Figura 19 Filtrado de señal seno de 130 Hz con filtro pasa-altas 150 Hz orden 20 Chebyshev Tipo 1	55
Figura 20 Filtrado de señal seno de 160 Hz con filtro pasa-altas 150 Hz orden 20 Chebyshev Tipo 1	55

Figura 21 Prueba de funcionamiento del detector de cruces por cero en cada ventana para una señal seno	56
Figura 22 Número de cruces por cero en cada ventana para una señal seno de 160 Hz.....	57
Figura 23 Detección de cruces por cero por ventana para una señal seno de amplitud 40 uV	57
Figura 24 Metodología para la detección de convulsión a partir de la señal filtrada	58
Figura 25 Detección de cruces por cero para cada Ventana	58
Figura 26 Definición de Casos de Uso de la App	59
Figura 27 Arquitectura de la aplicación.....	68
Figura 28 Modelo Relacional de la Base de Datos	69
Figura 29 Arquitectura propuesta para la integración del algoritmo con la aplicación.	70
Figura 30 Procesamiento de señal EMG.....	71
Figura 31 Señal EMG	72
Figura 32 Conteo de cruces por cero en las ventanas número 20 hasta 40.....	73
Figura 33 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para la señal EMG filtrada	74
Figura 34 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para una señal EMG con convulsión filtrada.....	74
Figura 35 Respuesta en Frecuencia filtros FIR Butterworth y Remez de orden 20 utilizados	75
Figura 36 <i>Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros FIR de orden 20</i>	75
Figura 37 Respuesta en Frecuencia Filtros IIR Chebyshev Tipo I y Butterworth de orden 20 utilizados	76
Figura 38 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR de orden 20	77
Figura 39 Respuesta en Frecuencia de los filtros IIR y FIR de orden 20 utilizados	78
Figura 40 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR y FIR de orden 20	79

Figura 41 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG sin convulsión filtradas con filtros IIR y FIR de orden 20	80
Figura 42 Respuesta en Frecuencia Filtros FIR Remez de orden 20 e IIR con menos coeficientes	80
Figura 43 Comparación número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR y FIR	81
Figura 44 <i>Respuesta en frecuencia filtro FIR Remez orden 20 y filtros IIR en formato SOS</i> .	82
Figura 45 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG con convulsión usando filtro FIR Remez orden 20 y filtros IIR en formato SOS.....	83
Figura 46 Respuesta en frecuencia filtros Chebyshev Tipo I con frecuencia de corte variable	84
Figura 47 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG de convulsión filtradas con filtro IIR Chebyshev Tipo I variando la frecuencia de corte.....	85
Figura 48 Número de cruces por cero para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtro IIR Chebyshev Tipo I modificando el umbral de voltaje	86
Figura 49 Interfaz de la aplicación.....	87
Figura 50 Comprobación de recepción de mensaje de texto por parte de contacto asignado .	88

Introducción

La epilepsia es un trastorno del sistema nervioso central que se describe como la presencia consecutiva de crisis epilépticas en un periodo de tiempo y además puede incluir episodios convulsivos como de tipo tónico – clónico, lo cual puede ser un riesgo potencial para la vida del paciente al presentarse de manera espontánea. La prevalencia en casos de epilepsia tónico-clónica como una enfermedad crónica es alta y la mortalidad asociada a esta patología no ha disminuido a pesar de los múltiples medicamentos anticonvulsivos, lo que significa un índice elevado con respecto a la población afectada a nivel mundial. La detección de crisis epilépticas identificadas a tiempo permite disminuir riesgos físicos en los pacientes y proporcionar mayor tranquilidad a su familia cuando son notificados de la ocurrencia.

En la búsqueda de soluciones efectivas para la detección en tiempo real de crisis epilépticas, numerosos estudios han demostrado la eficacia de los algoritmos matemáticos implementados en sistemas de hardware. Sin embargo, estos enfoques se han centrado principalmente en el uso de señales EEG, lo que implica la colocación de electrodos en el cuero cabelludo, un método incómodo, poco práctico y costoso para los pacientes. Con el objetivo de superar estas limitaciones, esta investigación se propuso desarrollar un algoritmo computacional innovador que permita la detección de crisis epilépticas tónico-clónicas en tiempo real mediante el procesamiento de señales EMG superficial, adaptándolo a hardware de bajo costo y complementándolo con una función de notificación de ubicación GPS para garantizar una atención oportuna.

La elección del enfoque basado en EMG superficial se fundamenta en su accesibilidad y en su capacidad para capturar la actividad muscular asociada a las crisis epilépticas tónico-clónicas. Al evitar el uso de electrodos invasivos en el cuero cabelludo, se logra una solución más práctica y cómoda para los pacientes. En la etapa inicial de la investigación, se realizó una revisión exhaustiva de la literatura existente, analizando estudios previos que empleaban EMG superficial como base para el desarrollo de algoritmos de detección. Esta revisión proporcionó información valiosa sobre el uso de filtrado y la detección de cruces por cero como base para la detección de estas crisis. Con base en estos conocimientos, se diseñaron diferentes tipos de filtros FIR y filtros IIR para evaluar su desempeño en la detección de crisis epilépticas. Se utilizaron datos de EMG superficial registrados durante crisis tónico-clónicas y se aplicaron los diferentes filtros para comparar los resultados obtenidos. Se analizó la morfología de las señales filtradas y su comportamiento en relación con las características de las crisis

epilépticas. En la investigación no se contó con muestras poblacionales para la extracción de registros EMG, así como el valor fijo de umbral de cruces por cero necesario para la detección de una crisis. Por ello, la validación y eficacia del algoritmo propuesto se evaluó comparando los resultados obtenidos con los reportados en la literatura científica, en términos de similitud en comportamiento y morfología. Además del desarrollo del algoritmo de detección, se propone la implementación de una aplicación móvil que complemente la funcionalidad del sistema. Esta aplicación permitirá la notificación inmediata de la ocurrencia de una crisis tónico-clónica a través de mensajes de texto que incluyan la ubicación GPS, enviados a un contacto de emergencia designado por el usuario. Esta función de notificación contribuirá a brindar una atención oportuna y tranquilidad tanto a los pacientes como a sus familiares y cuidadores. Debido a limitaciones de la investigación en el análisis de hardware, como trabajo futuro, se plantea la implementación del algoritmo computacional en hardware dedicado, junto con la aplicación móvil, lo que permitirá evaluar su rendimiento en tiempo real y consumo energético en dispositivos de bajo costo. Esta etapa de implementación en hardware trascenderá el ámbito de esta investigación, ya que representará un avance significativo en el campo de la detección de la epilepsia al requerir menos costo computacional. La capacidad de realizar la detección en tiempo real de crisis epilépticas tónico-clónicas utilizando hardware accesible y asequible revolucionará la atención a los pacientes, superando las limitaciones de los sistemas tradicionales basados en señales EEG. Esto representa un avance no sólo en el ámbito tecnológico, sino en el bienestar del paciente, puesto que no se requerirían accesorios cuya postura pueda resultar en incomodidad para el paciente. Adicionalmente, llevar a cabo estudios clínicos en colaboración con centros especializados en atención médica, con el objetivo de validar la efectividad del algoritmo en pacientes reales y obtener retroalimentación de profesionales de la salud, desempeñarán un papel fundamental en la evaluación de la precisión y confiabilidad del algoritmo en un entorno clínico, y permitirán evaluar su aplicabilidad y su impacto real en el campo de la detección de crisis epilépticas tónico-clónicas. La colaboración con expertos en epilepsia y la participación de los pacientes en estos estudios clínicos garantizarán la validez y utilidad clínica de la solución propuesta.

Capítulo I: Descripción del Proyecto

En este capítulo se presentará el contexto de la investigación iniciando con una introducción a la epilepsia dando un enfoque en el tipo tónico - clónica, asimismo se describirá la problemática abordada desde las necesidades y dificultades del paciente, que llevaron a establecer como propósito la implementación de un algoritmo de detección y la importancia del estudio frente al impacto en las personas que presentan esta patología.

1.1 Introducción

El principal método de diagnóstico para la epilepsia es el electroencefalograma; sin embargo, existen otros biosensores que también arrojan resultados positivos en su identificación, como la electromiografía. Esta técnica permite recopilar información a través de los impulsos eléctricos musculares, lo cual posibilita el estudio de la actividad muscular para comprender su fisiología y determinar en qué momento se produce una alteración. En términos generales, cuando ocurre una contracción muscular involuntaria, se analiza la señal registrada teniendo en cuenta características como frecuencia, amplitud y fase (Reaz et al., 2006). Las características mencionadas se utilizan para el diagnóstico de la epilepsia tónico-clónica, la cual es identificada por este tipo de estudio debido a la actividad neuromuscular. Las constantes descargas eléctricas de las neuronas hacia las células motoras, de forma cíclica, generan un riesgo en la vida del paciente (Kenneth S, 2013). La epilepsia tónico-clónica presenta un comportamiento anormal neuronal que sucede de manera espontánea, esto puede deberse a la inhibición de las neuronas o por una alta excitación de estas, cabe resaltar que hay factores sensoriales que pueden influir en que se produzca un episodio (Fisher, van Emde Boas, et al., 2005). Estas convulsiones están divididas en dos fases: una fase tónica que inicia el episodio generando un aumento de la contracción y rigidez muscular, después comienza una fase clónica caracterizada por movimientos rítmicos bruscos (Bell et al., 1997; Blumenfeld et al., 2009).

El objetivo de este estudio es desarrollar un prototipo de un algoritmo computacional que permita establecer cuando se genera una crisis epiléptica tónico - clónica, considerando que estos episodios al ser espontáneos son un riesgo físico para las personas diagnosticadas con esta enfermedad, por esto surge la necesidad mediante la implementación del procesamiento de señales un algoritmo para la identificación entre los umbrales y el voltaje en cada uno de los picos con datos experimentales para detectar la anomalía, y permitir que el

paciente, familiares y acudientes estén más seguros si se llega a sufrir una crisis, ampliando la manera en la que se detecta la enfermedad.

1.2 Planteamiento del Problema de Investigación

Todo paciente el cual presente una crisis epiléptica no está a excepción de sufrir lesiones durante el tiempo del suceso como hematomas, fracturas y contusiones, se ve vulnerable a su entorno y a cualquier factor que pueda generar algún tipo de peligro, en repetidas ocasiones están expuestos a estigmatización o algún tipo de rechazo incluso teniendo comportamientos negativos o discriminatorios inconscientemente por no tener un mayor conocimiento de la patología, este trato erróneo socialmente crea una brecha que puede llegar a afectar psicológicamente. Hay circunstancias que pueden generar un episodio como al realizar actividades cotidianas que los expongan a estrés, estímulos visuales constantes por su fotosensibilidad o algún evento somatosensorial que pueda alterar la condición inicial del paciente y provocar el episodio (Fisher, Boas, et al., 2005). Que esto suceda en espacios remotos, en vías públicas o hasta incluso en su misma residencia sin ningún tipo de compañía o por personal capacitado para atender la emergencia y que nadie sea notificado del suceso genera una de las principales dificultades a las que son expuestos. Cabe resaltar que según la OMS en el mundo alrededor de 50 millones de personas padecen esta enfermedad por ende la convierte en una de las más recurrentes en trastornos neurológicos (Organización Panamericana de la Salud, n.d.), tan solo en Colombia el ministerio de salud reporto que el 1,3% de la población tiene epilepsia y esta genera el 0,8% de la mortalidad en el país. En un periodo de tiempo entre el 2015 y 2019 se determinaron 767.251 personas diagnosticadas con epilepsia en el país, resaltando que el mayor número de incidencia se dio en los principales departamentos del país como Cundinamarca, Antioquia, y Valle del cauca (Ministerio de Salud y Protección Social, 2021). Por parte de territorios más alejados a las principales capitales o zonas con menor número de población se presenta una mayor dificultad de que sea diagnosticada la enfermedad o de que el paciente siga un control y tratamiento adecuado. Por lo mencionado anteriormente, se hace necesario ser parte de la mitigación de esta problemática. Para ello, se debe contestar la siguiente pregunta: ¿Cómo implementar un algoritmo computacional que permita detectar en tiempo real una crisis epiléptica tónico-clónica en un prototipo de sistema tecnológico y la inclusión de notificación GPS que sirva de apoyo para la atención oportuna de estos pacientes?

1.3 Justificación

Actualmente la prevalencia en casos de epilepsia tónico-clónica como una enfermedad crónica es alta, lo que significa un índice elevado con respecto a la población afectada a nivel mundial y en Colombia entre los años 2005 a 2014 se presenta una tasa ajustada de la mortalidad por epilepsia por cada 100.000 habitantes generando una variación del rango entre el 1,41 y 1,28 según el registro de estadísticas vitales DANE y el ministerio de salud (Ministerio de Salud y Protección Social, 2017). Esta patología es una condición que origina convulsiones de manera repentina debido a un desorden en la actividad eléctrica del cerebro, no todas las crisis son iguales, considerando la magnitud de la convulsión por un periodo de tiempo prolongado y no todos los pacientes en muchos casos se encuentran en lugares seguros o con la asistencia adecuada, lo que resulta ser inquietante, en cuanto a su seguridad ya que esta enfermedad puede aparecer entre cualquier rango de edad y darse principalmente entre poblaciones con escasas económicas lo que conlleva a que no sea detectada o tratada a tiempo (Munch Nielsen et al., 2022).

Cada vez se generan más investigaciones que facilitan la detección de enfermedades por medio de la morfología de una bioseñal (D. Torse et al., 2020), la necesidad de detectar cuándo se genera un episodio abre paso para la implementación de un algoritmo que, por medio de la recolección de datos fisiológicos como la electromiografía y el procesamiento de esta señal, pueda identificar cuando se presenta la convulsión y estudiar cada una de las fases presentes en el episodio para lograr una detección más eficaz, teniendo en cuenta que el estándar en detección de la epilepsia es el EEG pero dado que este es más complejo de implementar en un uso cotidiano se recurre al EMG (Ulate-Campos et al., 2016). De esta manera se establece una herramienta de ayuda para los pacientes, cuidadores o personal de la salud de tener un registro oportuno, con ello se puede brindar una mayor autonomía para realizar actividades cotidianas y que los usuarios se sientan más cómodos. Además de esto, como beneficio metodológico permite la recopilación e implementación de un nuevo código ampliando los proyectos basados en la detección de la epilepsia tónico-clónica.

1.4 Objetivos: General y específicos

1.4.1 *Objetivo general.*

Implementar un algoritmo computacional que permita detectar en tiempo real una crisis epiléptica tónico-clónicas a través del procesamiento de señales, con el fin de adaptarlo a

hardware de bajo costo, y la inclusión de una función de notificación de ubicación GPS, para proporcionar una atención oportuna.

1.4.2 Objetivos específicos.

Implementar un algoritmo computacional basado en procesamiento digital de señales que permita la detección en tiempo real de una crisis tónico-clónica a partir de datos de EMG de superficie, el cual pueda ser incorporado en hardware de bajo costo y consumo.

Evaluar el funcionamiento del algoritmo computacional de detección mediante el uso de datos de EMG superficial de registros de pacientes con crisis tónico-clónicas.

Proponer la integración de una aplicación móvil que permita la notificación de la ocurrencia de una crisis tónico-crónica vía mensaje de texto con localización GPS a un contacto de emergencia designado por el usuario.

Capítulo II: Marco teórico y Referencial

En este capítulo se presentarán los antecedentes de investigaciones relacionadas a la implementación de algoritmos para la detección de crisis de epilepsia que involucran diferentes técnicas de procesamiento. Por otro lado, se abordarán los fundamentos teóricos implementados a lo largo del desarrollo de la presente investigación.

2.1 Antecedentes de la Investigación

La detección automatizada de crisis epilépticas ha surgido como una herramienta prometedora para mejorar la atención y el manejo de los pacientes con epilepsia. Este estado del arte analiza los avances recientes que implementan algoritmos para la detección de crisis de epilepsia mediante diferentes técnicas de procesamiento.

- *“Implementación de Hardware de un Sistema Automatizado de Detección de Convulsiones utilizando Señales de EEG y Computación Perimetral”* (D. A. Torse et al., 2022). En este estudio se presenta un sistema integrado para la detección de ataques epilépticos a partir de EEG. El sistema consta de un algoritmo de detección de convulsiones y un sistema de hardware (Rpi). En este trabajo, el código de descomposición en modo empírico de conjunto (EEMD) fue modificado para lograr la detección y clasificación de señales de convulsiones. Las modificaciones en el algoritmo mostraron una alta precisión en la detección de crisis epilépticas.

- *“Detección Automática de Convulsiones en Tiempo Real Utilizando el Método de Kriging Ordinario en un Paradigma Informático Edge-IoMT”* (Olokodana et al., 2020) Esta investigación propone un modelo de detección de convulsiones en tiempo real en un paradigma de computación perimetral utilizando el método kriging. Las características se extrajeron de las señales de EEG de los pacientes y se clasificaron utilizando el modelo kriging, para realizar la detección en tiempo real y por último activar una alarma en caso de crisis convulsiva a algunos cuidadores asignados, un médico y un proveedor de respuesta de emergencias. Los resultados del modelo implementado logran una alta precisión en un menor tiempo de las convulsiones.

- *“Un diseño optimizado del sistema de detección de convulsiones que utiliza la extracción de características conjuntas de señales de EEG multicanal”* (D. Torse et al., 2020), es un estudio en el cual se implementó un sistema de detección de convulsiones en tiempo real

usando un sistema embebido. La metodología consistió en el uso de dos bases de datos y la implementación de una técnica para categorizar las señales EEG normales y convulsivas mediante algoritmos EEMD y el factor Q en la transformada de Wavelet. Los resultados con este sistema integrado demuestran una mayor precisión de detección, logrando un producto compacto y de bajo costo.

- *“Monitorización Ambulatoria de Convulsiones: Del Concepto al Prototipo de Dispositivo”* (Myers et al., 2016). El alcance de este proyecto fue desarrollar un prototipo de un sistema ambulatorio de monitoreo de convulsiones que pudiese ser usado fuera de un hospital. El dispositivo adquiere una señal EEG para transmitirla de forma inalámbrica a un dispositivo portátil para su procesamiento y notificación. La metodología consistió en 4 fases: adquisición, transmisión, procesamiento y notificación a paciente y contactos designados. El dispositivo responde a la necesidad de un control del estado de las convulsiones del paciente para proporcionar al médico una mejor comprensión de la duración y la frecuencia de las convulsiones, y así proporcionar un mejor tratamiento para el paciente.

Los estudios encontrados demuestran la efectividad de implementar un algoritmo matemático para detectar crisis epilépticas en tiempo real basados en parámetros que arrojaron mejor rendimiento logrando ser incorporados a sistemas de hardware. Sin embargo, estas investigaciones basan su metodología en la utilización de señales EEG, por lo cual, en un sistema integrado, para la adquisición de la señal, se deben usar electrodos en el cuero cabelludo lo que llega a ser poco práctico e incómodo para el paciente, además de ser un método de alto costo. Por lo anterior, se requiere mayor investigación en la implementación de algoritmos que analicen señales de EMG, cuyos electrodos pueden ser ubicados en partes del cuerpo menos visibles, lo que es favorable para el paciente.

2.2 Fundamentos Teóricos

2.2.1 Epilepsia

La epilepsia corresponde a un trastorno del sistema nervioso central (SNC), es una enfermedad no transmisible, la cual se describe como la presencia consecutiva en un periodo de tiempo de crisis epilépticas las cuales pueden ser parciales o generalizadas con presencia de descargas anormales en la corteza cerebral (Fuertes de Gilbert Rivera et al., 2006; Palacios Sánchez, 1999; Vidal-Mayo, 2018).

Existen crisis parciales en donde se compromete un área específica del cerebro y la sintomatología presentada dependerá directamente del área en donde sucede la actividad eléctrica, en algunos casos las crisis parciales pueden llegar a convertirse en secundariamente generalizadas ya que las crisis inicialmente pueden suceder en uno de los hemisferios y lograr extenderse en ambos ocasionando crisis tónico-clónicas. Para las crisis generalizadas su inicio no es asociado a un punto específico detectable pues esta se presenta en ambos hemisferios y son clasificadas en: no convulsivas donde se presencian crisis de ausencia cuando se origina una pérdida de la conciencia y crisis atónicas que se establecen como la pérdida en el control voluntario muscular (Fuertes de Gilbert Rivera et al., 2006; Palacios Sánchez, 1999; Vidal-Mayo, 2018).

Las crisis convulsivas son presentadas por un aumento de estímulos eléctricos neuronales o por la inhibición de estos, donde los desempeños neuronales se ven afectados y se evidencia movimiento, existe clasificación de estas crisis comenzando con: crisis tónicas, en la cual se originan contracciones musculares inconscientes; crisis mioclónicas, son alteraciones rítmicas espontáneas en algunas zonas del cuerpo ocasionadas mayormente en los miembros superiores con pérdida o sin pérdida de la conciencia; crisis clónicas, movimientos involuntarios producidos de forma asimétrica en el cual la persona afectada tiene pérdida de conciencia; crisis tónico-clónicas, conformadas principalmente por dos fases previamente descritas, en su fase inicial comienza con una pérdida de la conciencia, consiguiente a esto se genera la fase tónica con contracción muscular y finaliza con movimientos clónicos. No obstante, estas perturbaciones del SNC se deben a diferentes asociaciones tanto fisiopatológicas como neuronales debido a que es posible que se produzca una alteración que conlleve a una crisis epiléptica si existe un mayor potencial de acción ante un umbral más bajo, además de esto, otra causa implicada son los neurotransmisores inhibidores y excitadores; si se presenta un desequilibrio puede conllevar a la presencia de una crisis epiléptica (Fuertes de Gilbert Rivera et al., 2006; Palacios Sánchez, 1999; Vidal-Mayo, 2018).

2.2.2 Métodos de detección

Los métodos empleados para la detección de la epilepsia son mecanismos que disponen una ayuda al detallar alteraciones en distintas variables fisiológicas para de esta forma poder correlacionarlo con una patología según las bioseñales recolectadas, a continuación, se menciona uno de los principales métodos de detección.

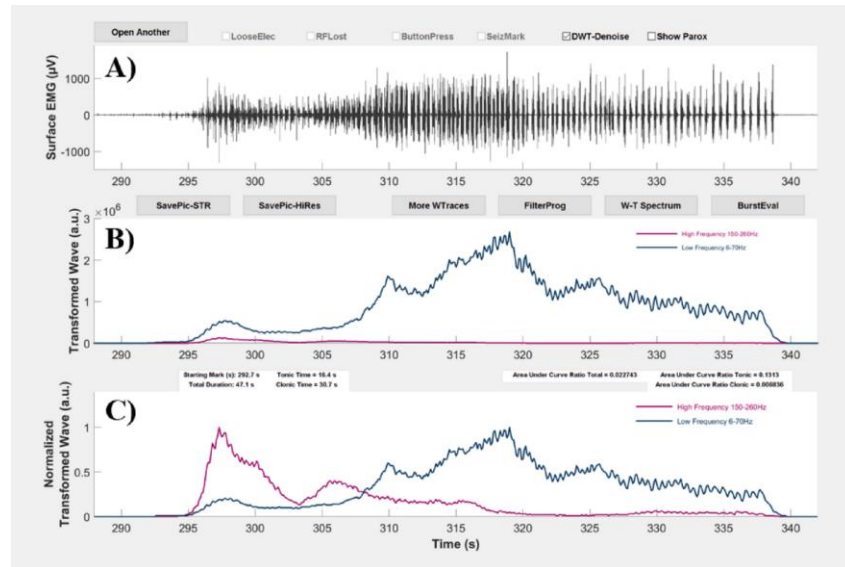
a) Electromiografía (EMG).

El sistema muscular esquelético está conformado por diferentes estructuras como lo son las fibras musculares y estas a su vez, son estimuladas por una neurona motora que en conjunto conforman las unidades motoras según el número de fibras inervadas. Cuando en una fibra se propaga un potencial de acción para generar la contracción muscular por medio de los estímulos bioquímicos a través de la neurona motora se producen corrientes que conllevan campos eléctricos, estos campos eléctricos pueden ser medidos según las señales que se generan por los cambios de voltaje (Adel & Stashuk, 2013).

Cuando el sistema musculoesquelético es afectado por alguna patología se originan cambios en la velocidad en que se genera el potencial de acción lo que conlleva a la propagación de campos eléctricos de forma más rápida entre cada uno de los intervalos de activación de las unidades motoras. La medición de los cambios de voltajes en unidad de tiempo es detectada por medio de electrodos en cada una de las contracciones musculares lo que permite registrar la señal de EMG, la recepción de dicha señal se ve afectada a factores como la distancia entre las fibras musculares, la ubicación del electrodo y la superficie de detección. Los electrodos cumplen la función de transductores que detectan los cambios generados en las señales eléctricas, realizan por medio del EMG una amplificación de la señal con amplificadores instrumentales y un filtrado para que la señal detectada no se vea comprometida con distintos tipos de ruido en el medio de propagación e interferencias (Adel & Stashuk, 2013).

Por medio de un estudio realizado por un grupo de investigadores para la identificación de la semiología y clasificación de las convulsiones motoras en extremidades superiores mediante la actividad eléctrica muscular con un EMG de superficie, se detectaron cierto tipo de patrones presentes en los episodios, teniendo en cuenta variables como frecuencia, amplitud y coherencia bilateral para identificar cada etapa o fase clónica, tónica o en simulación de crisis. Para la recopilación y revisión de los datos se utilizó un sistema de monitorización SPEAC con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz principalmente enfocado en la zona del bíceps. Los eventos fueron analizados en tiempos de 2 a 10 minutos de duración. Al momento de revisar cada uno de los datos se utilizó MATLAB como interfaz gráfica y de esta forma poder visualizarlos (Véase Figura 1). En el procesamiento de la señal se emplearon análisis de magnitud en rangos de frecuencias altos entre (150 – 260 Hz) y bajos de (6 – 70 Hz) (Baumgartner et al., 2021).

Figura 1 *Visualización de la señal EMG a través del software MATLAB*

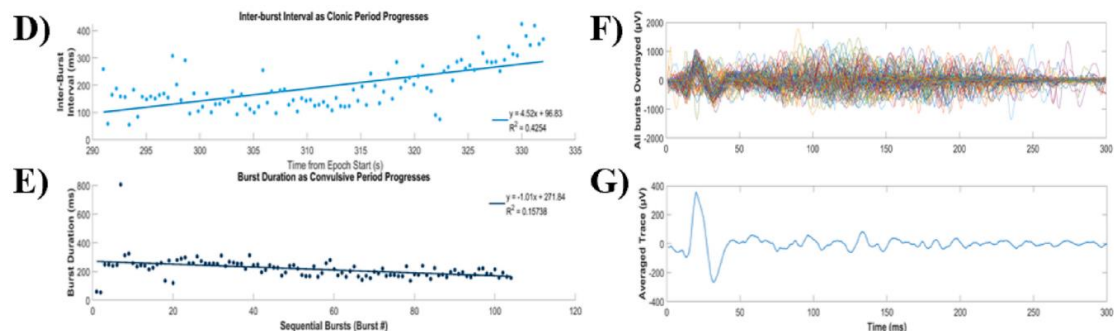


Fuente: Using sEMG to identify seizure semiology of motor seizures (Artículo de investigación) (p.52), por Baumgartner, C., Whitmire, L. E., Voyles, S. R., & Cardenas, D. P., 2021 (<https://doi.org/10.1016/j.seizure.2020.11.013>)

Nota. A) Señal visualizada a través del software MATLAB sin procesar de una convulsión clónica; B) Trazas de análisis de frecuencia para rangos de frecuencia altos y bajos; C) Normalización de la frecuencia.

En los resultados se pudo observar que al momento de identificar los episodios de epilepsia tónico-clónica se tuvo una precisión del 83%. Por otra parte, en las convulsiones tónicas se identificaron en un 56%, clónicas un 33% y 76% en otras convulsiones con actividad motora (Véase Figura 2), lo que indica que la EMG es un eficiente método empleado para la identificación de epilepsia tónico-clónica y puede ser utilizado para contribuir en el diagnóstico según el procesamiento de la señal (Baumgartner et al., 2021).

Figura 2 *Procesamiento de la señal de EMG*



Fuente: Using sEMG to identify seizure semiology of motor seizures (Artículo de investigación) (p.54), por Baumgartner, C., Whitmire, L. E., Voyles, S. R., & Cardenas, D. P., 2021 (<https://doi.org/10.1016/j.seizure.2020.11.013>)

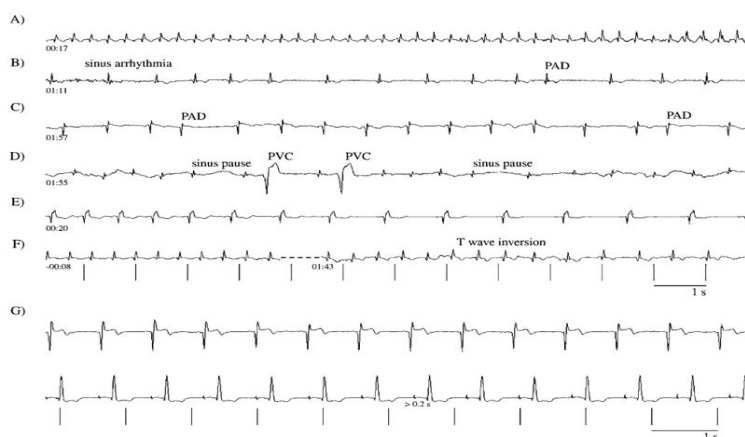
Nota. D) intervalo entre ráfagas; E) duración de ráfagas; F) Conjunto de ráfagas super puestas y G) promedio de las ráfagas.

b) Electrocardiograma (ECG).

El corazón está compuesto por músculo cardíaco en el cual el 99% de las células son contráctiles miocárdicas y el 1% células conductoras miocárdicas, estas últimas son las encargadas del funcionamiento del sistema de conducción lo que permite que el corazón cuente con un marcapasos interno con señales eléctricas, estas señales de variación de voltaje con el tiempo son registradas por medio del ECG. Para poder hacer registro de la señal los electrodos son ubicados en lugares determinados dependiendo del tipo de derivación: unipolares, bipolares y precordiales, lo que permite tener una imagen de la actividad eléctrica del corazón (Azcona, 2009; Saladin, 2013).

En un estudio realizado para poder detallar los cambios en la frecuencia cardíaca y anomalías presentadas en un ECG al momento de generarse un episodio de epilepsia, se encontró que 62 pacientes presentaron taquicardia y 11 con bradicardia indicando que sí hay una alteración en ciertas variables fisiológicas cardíacas en un momento preictal, ictal y postictal. En la Figura 3, se puede detallar algunos ejemplos de las anomalías presentadas en el ECG al momento de presentar la convulsión, lo que demuestra una correlación entre los cambios de la frecuencia cardíaca, los resultados obtenidos en el registro del ECG (Zijlmans et al., 2002).

Figura 3 *Anomalías en el ECG durante las convulsiones*



Fuente: Heart Rate Changes and ECG Abnormalities During Epileptic Seizures: Prevalence and Definition of an Objective Clinical Sign. *Epilepsia*, 43, (p.849), por Zijlmans, M., Flanagan, D. y Gotman, J, 2002 (<https://doi.org/10.1016/j.seizure.2020.11.013>)

Nota. A) Taquicardia sinusal, B) Arritmia sinusal y una despolarización auricular prematura con inversión de la onda T, C) Almohadillas, D) Latidos de escape y complejos ventriculares prematuros, E) Bloqueo de rama izquierda y bradicardia, F) Inversión de la onda T durante la convulsión, G) Bloqueo AV de primer grado.

El SNC está conformado por células nerviosas o neuronas las cuales se encargan de recibir, procesar y comunicar estímulos por medio de señales eléctricas, esta actividad eléctrica genera ondas cerebrales las cuales pueden ser registradas por medio de un EEG, cada una de estas ondas significan un cambio de voltaje el cual puede ser detectado usando electrodos ubicados en el cuero cabelludo. El EEG es reconocido como el gold standard en la detección de epilepsia lo que significa que es el principal método empleado a la hora de realizar un diagnóstico de la enfermedad (Fürbass et al., 2017; Saladin, 2013).

Según un estudio en el cual se desarrolló un algoritmo para la detección de convulsiones basado en señales de EEG, EMG y ECG, teniendo en cuenta la detección de episodios a 92 de los pacientes que representan el total de los participantes. En los episodios se pudo identificar variabilidad en el lugar de inicio y propagación, dividido en el lóbulo temporal (TLE) con un número de 55 pacientes y crisis asociadas al lóbulo extratemporal (XTLE) con 37 pacientes. Por otra parte, se identificó según el tipo de epilepsia por crisis focales (FS) o por crisis focales que evolucionaron a crisis tónico-clónicas bilaterales (BTCS). Considerando los resultados obtenidos se pudo determinar que EEG presenta una alta sensibilidad en la detección de las convulsiones (TLE: 91%, XTLE: 74%, FS: 88%, BTCS: 97%), además el uso de electromiografía representó buenos resultados únicamente en la detección de epilepsia tónico-clónica con un 93%, mientras que para ECG se arrojaron bajos porcentajes de sensibilidad (TLE: 40%, XTLE: 8%, FS: 27%, BTCS: 43%). Los datos extraídos del estudio demuestran porque el EEG es el principal medio de diagnóstico según los altos porcentajes de sensibilidad en la detección frente a otros métodos empleados (Fürbass et al., 2017).

2.2.3 Sistemas Lineales Invariantes en el Tiempo (LSI)

Un sistema lineal invariante en el tiempo, también conocido como LSI por sus siglas en inglés, se caracteriza por dos propiedades:

- Linealidad: Responde a la superposición lineal y se expresa mediante la ecuación $f(ax + by) = af(x) + bf(y)$.
- Invarianza por desplazamiento: Si se cambia la entrada en el tiempo (o se cambia las entradas en un vector) la salida se desplaza en la misma cantidad. Matemáticamente, se puede decir que $f(x(t)) = y(t)$, la invarianza de desplazamiento significa que $f(x(t + \tau)) = y(t + \tau)$.

Como menciona Pillow (2016) estas propiedades son independientes pues, por ejemplo “la función $f(x(t)) = x(t)^2$ es invariante por desplazamiento, pero no lineal y la multiplicación de matrices por una matriz arbitraria es lineal pero no suele ser invariante por desplazamiento”.

a) **Convolución.**

Pillow (2016) afirma que los sistemas LSI también pueden verse como “resultado de una convolución entre la entrada y la respuesta al impulso” y a menudo, esta respuesta al impulso se conoce como un filtro en dichos entornos. La salida $y(n)$, expresada en la Ecuación 1, se puede obtener al convolucionar su señal de entrada con una segunda señal que representa la respuesta al impulso del procesador. La suma de convoluciones puede ser representada según la Ecuación 1:

$$y(n) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} x[m]h[n-m] = x[n] * h[n] \quad (1)$$

En general, la convolución es usada para la realización de filtrado y la aplicación de un filtro convolucional permite manipular señales, extraer estructuras y características de una señal y reducir dos tipos de ruidos: el estadístico y el periódico.

b) **Filtro FIR.**

Normalmente están diseñados para tener una respuesta de fase lineal. Se caracteriza por tener una respuesta al impulso $h(n)$ que en un punto determinado se vuelve cero, como se observa en la Figura 4. La salida de este tipo de filtros depende de los valores presentes y previos de entrada (Yadav et al., 2016). La Ecuación 2 y 3 representa la ecuación diferencial finita y la función de la transformada z, respectivamente, del filtro FIR no recursivo.

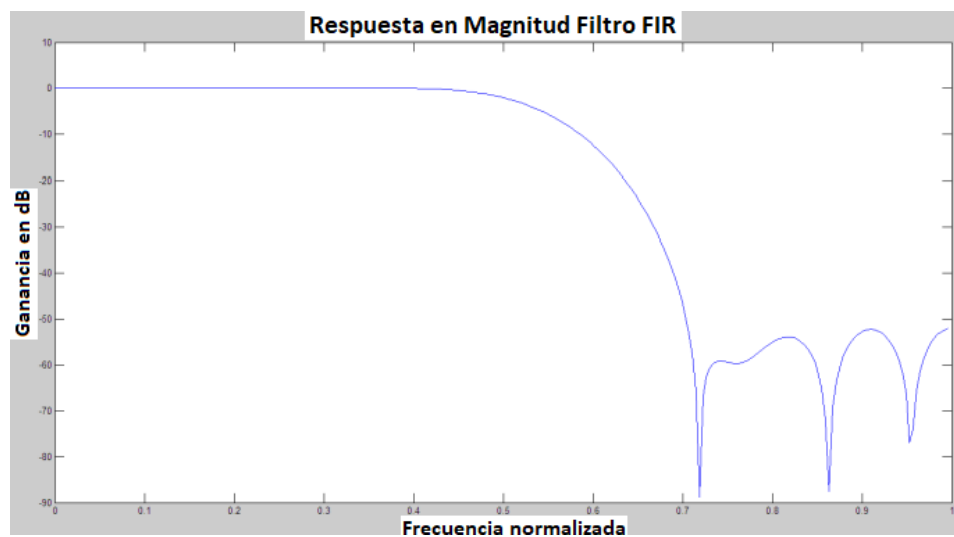
$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x[n-k] \quad (2)$$

$$H[z] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k z^{-k} \quad (3)$$

Asimismo, en la Figura 4 se observa que, en el dominio de la frecuencia, la magnitud de la respuesta al impulso es oscilante. Por ejemplo, considerando el filtro FIR de primer orden, descrito por la Ecuación 4.

$$H(z) = b_0 + b_1 z^{-1} \quad (4)$$

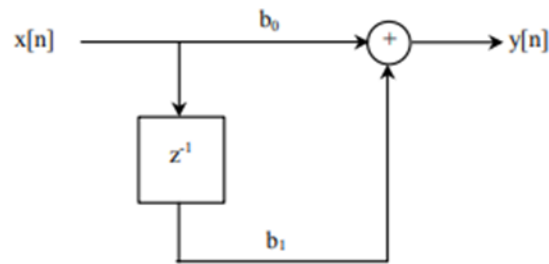
Figura 4 Respuesta al impulso en el dominio de la frecuencia



Fuente: Comparison Of Iir Filter And Fir Filter And Their Types por Yadav, B., Rana, S., Yadav, N., & Bansal, P. (2016). International Journal of Electrical and Electronics Engineers, 8, 356–359

La Figura 5 ilustra la realización de este filtro usando un elemento de retraso, dos multiplicadores y un sumador:

Figura 5 Realización de un filtro FIR no recursivo de primer orden



Fuente: Introduction to Digital Filters – Capítulo 3, Digital Signal Processing por New Castle Upon Tyne University, (2001), Recuperado de <https://www.staff.ncl.ac.uk/oliver.hinton/eee305/Chapter3.pdf>

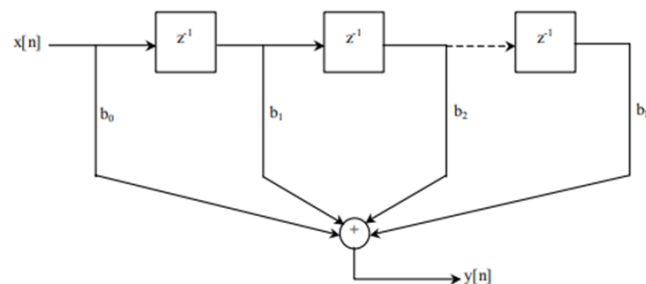
Cuando se introduce un retraso en el tiempo n en un sistema, la señal de entrada correspondiente se denota como $x[n]$, y su salida se representa como $x[n - 1]$, la cual se ve afectada por una constante multiplicativa b_1 . Además, la señal de entrada $x[n]$ se multiplica por otra constante b_0 , ya que el valor de z^0 está implícito en la ecuación (Newcastle University, 2001, Capítulo 3). Debido a la propiedad de linealidad de la transformada z , la salida $y[n]$ del sistema está dada por la Ecuación 5.

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] \quad (5)$$

Luego, la realización directa de un filtro FIR para una cadena de N elementos es definida por la Ecuación 6 y mostrada en la Figura 6.

$$H(z) = b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Nz^{-N} \quad (6)$$

Figura 6 Realización directa de un sistema digital FIR



Fuente: Chapter 3: Introduction to Digital Filters, Digital Signal Processing por New Castle Upon Tyne University (2001), p.3. Recuperado de <https://www.staff.ncl.ac.uk/oliver.hinton/eee305/Chapter3.pdf>

c) Filtro IIR.

En este método, los valores de salida son calculados usando una o más salidas previas, así como las entradas. En la mayoría de los casos, se tiene una respuesta al impulso que, en teoría, continúa para siempre. Por ello, se conoce como “Respuesta Infinita al Impulso” o “IIR”. Asumiendo que el filtro es causal, por lo que la respuesta al impulso $h[n] = 0$ para $n < 0$, $h[n]$ no puede ser simétrica en forma. Por lo tanto, un filtro IIR no puede mostrar características de una fase puramente lineal, contrario al filtro de respuesta finita FIR (Newcastle University, 2001, Capítulo 5).

El diseño de filtros IIR se concentra especialmente en la respuesta en magnitud del filtro y se concentra en la respuesta de fase como factor secundario. Para lograr este decrecimiento a lo largo del tiempo, las señales de entrada son multiplicadas por un coeficiente, el cual deberá ser menor a ‘1’. De lo contrario, a lo largo del tiempo la señal tenderá a ‘infinito’, haciendo del filtro uno ‘inestable’.

La ecuación que representa este método está dada por la Ecuación 7:

$$y[n] = (b)x[n] + (b)^2x[n - 1] + (b)^3x[n - 2] + \dots \quad (7)$$

Simplificando la Ecuación 7, resulta en:

$$y(n) = \sum_{m=-\infty}^n x[m](b)^{n-m} \quad (8)$$

Con respecto a la respuesta al impulso:

$$h[n] = (b)^n, n > 0 \quad (9)$$

Tomando en cuenta esta consideración, la Ecuación 8 resulta en:

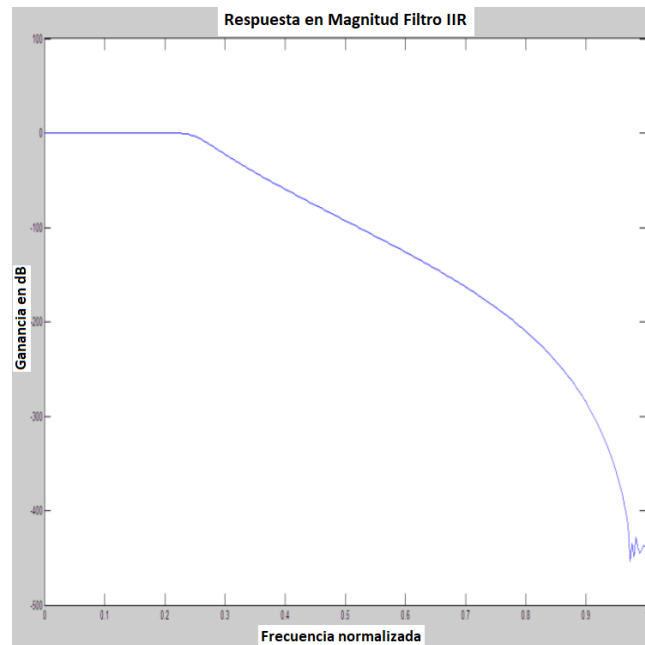
$$y(n) = \sum_{m=-\infty}^n x[m](b)^{n-m} = (b)x[n] + (b)y[n - 1] = x[n] * h[n] \quad (10)$$

De forma más generalizada, la ecuación que representa el filtro IIR para coeficientes diferentes es:

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k x[n-k] - \sum_{k=1}^M a_k y[n-k] \quad (11)$$

Con base en la Ecuación 11, donde se observa que la suma entre la señal de entrada y los demás productos entre el coeficiente y las señales previas se puede reescribir como la suma del producto entre el coeficiente y el valor actual de la señal y el valor previo de la señal de salida multiplicada por el coeficiente, es que a este filtro se le llama “filtro recursivo” (Yadav et al., 2016). Asimismo, permite entender por qué la respuesta al impulso es infinita, como se observa en la Figura 7.

Figura 7 Respuesta en magnitud (dB) de un filtro IIR



Fuente: Comparison of IIR filter and FIR filter and their types (p. 358) por Yadav, B., Rana, S., Yadav, N., & Bansal, P., 2016, International Journal of Electrical and Electronics Engineers, 8(02).

Asimismo, la función de transferencia z para el filtro IIR se representa con la Ecuación 12

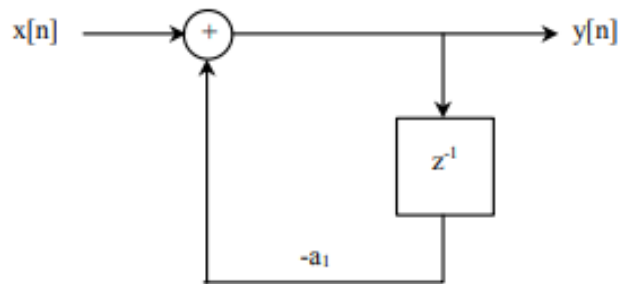
$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \quad (12)$$

Realización de un filtro digital IIR, considerando la Ecuación 13

$$H(z) = \frac{1}{1 + a_1 z^{-1}} \quad (13)$$

Esta ecuación mostrada representa el uso de un elemento de retraso, un multiplicador y un sumador. La realización se muestra en la Figura 8.

Figura 8 Realización de un filtro IIR



Fuente: Chapter 5: Design of IIR Filters, Digital Signal Processing por University of NewCastle Upon Tyne (2001).

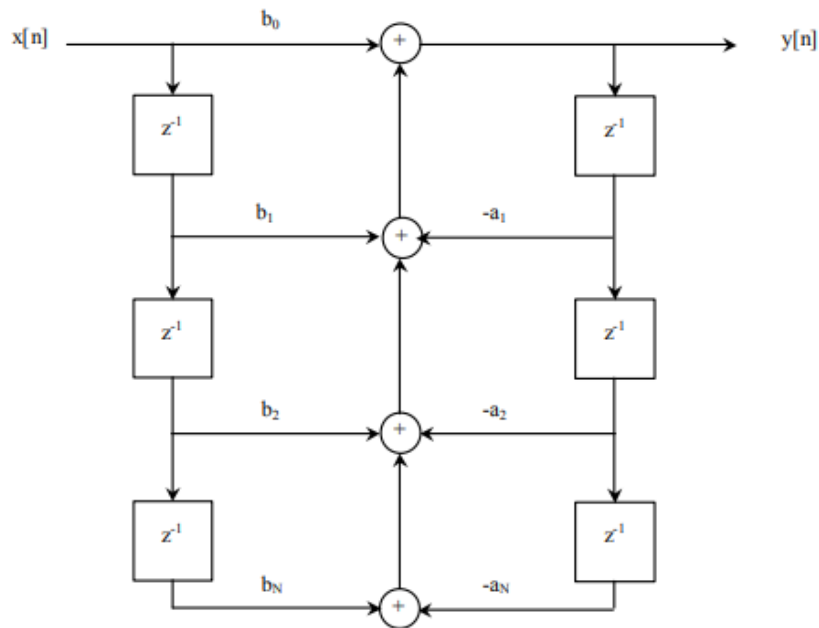
La entrada para el valor de retraso en el tiempo n es $y[n]$ y su valor de salida correspondiente es $y[n - 1]$, la cual también está multiplicada por una constante de valor $-a_1$ (University of NewCastle Upon Tyne, 2001). Debido a la propiedad de linealidad de la transformada z , la salida puede ser entonces definida por la Ecuación 14:

$$y[n] = -a_1 y[n - 1] + x[n] \quad (14)$$

Luego, la realización directa de un filtro FIR para una cadena de N elementos es definida por la Ecuación 15 y mostrada en la Figura 9.

$$H(z) = \frac{b(z)}{a(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}} \quad (15)$$

Figura 9 Realización directa de un sistema digital IIR



Fuente: Chapter 5: Design of IIR Filters, Digital Signal Processing por University of NewCastle Upon Tyne (2001).

Nota. Nótese cómo el filtro recursivo IIR construye la salida $y[n]$ a partir de los valores previos y de la señal de entrada.

En general, el diseño de filtros IIR usualmente involucra polos y ceros estratégicamente ubicados en el plano z . Un filtro análogo siempre puede ser descrito por una función de transferencia en el dominio de la frecuencia de la forma (University of NewCastle Upon Tyne, 2001):

$$H(s) = k \frac{(s - z_1)(s - z_2)(s - z_3) \dots}{(s - p_1)(s - p_2)(s - p_3) \dots} \quad (16)$$

donde, S es la variable de Laplace y K un factor de ganancia. El filtro se caracteriza por los polos (p_1, p_2, p_3) y los ceros (z_1, z_2, z_3), los cuales pueden ser graficados en el plano complejo S .

Si se reemplaza $s = j\omega$ en la Ecuación (16), se obtiene la respuesta en frecuencia del filtro $H(\omega)$ en Ecuación 17.

$$H(\omega) = k \frac{(j\omega - z_1)(j\omega - z_2)(j\omega - z_3) \dots}{(j\omega - p_1)(j\omega - p_2)(j\omega - p_3) \dots} \quad (17)$$

Posteriormente, la respuesta completa del filtro se genera al variar ω entre 0 y $+\infty$.

d) Criterio de estabilidad.

Según Chen (2009) el filtro IIR causal es estable si

Todos los polos se encuentran dentro del círculo unitario; si hay uno o más polos simples en el círculo unitario (y todos los demás se encuentran dentro del círculo unitario), entonces el filtro es marginalmente estable, dando una oscilación sostenida.

Si hay varios polos (más de un polo en la misma ubicación) en el círculo unitario o si hay al menos un polo fuera del círculo unitario, una pequeña entrada dará lugar a una salida con una magnitud creciente (p. 484).

Dada la función de transferencia del filtro IIR, la estabilidad puede ser verificada encontrando los polos de los filtros y verificando que todos se encuentren dentro del círculo unitario.

2.2.4 Transformada Z Bilineal

La transformada z bilineal es un método efectivo para convertir un filtro análogo en su equivalente en digital (University of Newcastle Upon Tyne, 2001). En este método, se reemplaza la variable S en la Ecuación 16 por la transformada bilineal:

$$F(z) = \frac{z - 1}{z + 1} \quad (18)$$

Reemplazando F(z) en la Ecuación 16, resulta:

$$H(s) = k \frac{\left(\frac{z-1}{z+1} - z_1\right) \left(\frac{z-1}{z+1} - z_2\right) \left(\frac{z-1}{z+1} - z_3\right) \dots}{\left(\frac{z-1}{z+1} - p_1\right) \left(\frac{z-1}{z+1} - p_2\right) \left(\frac{z-1}{z+1} - p_3\right) \dots} \quad (19)$$

Sustituyendo $z = e^{j\Omega}$ en la Ecuación 19 se obtiene la respuesta en frecuencia de esta transformada z, obteniendo la Ecuación 20. Para hacerlo un poco más fácil de ver, primero se reemplaza z en la Ecuación 18.

$$F(\Omega) = \frac{e^{j\Omega} - 1}{e^{j\Omega} + 1} = \frac{e^{j\Omega/2} - e^{-j\Omega/2}}{e^{j\Omega/2} + e^{-j\Omega/2}} = \frac{j2\sin(\Omega/2)}{2\cos(\Omega/2)} = j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) \quad (20)$$

Sustituyendo, entonces, en la Ecuación 19, se obtiene la Ecuación 21:

$$H(\Omega) = \frac{\left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - z_1\right) \left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - z_2\right) \left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - z_3\right) \dots}{\left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - p_1\right) \left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - p_2\right) \left(j \tan\left(\frac{\Omega}{2}\right) - p_3\right) \dots} \quad (21)$$

La Ecuación 21 toma todos los valores de la respuesta en frecuencia del filtro análogo, pero comprimida en el rango $0 < \Omega < \pi$.

Para superar la “distorsión” (warping) de frecuencia introducido por la transformada z bilineal, es una práctica común deformar previamente la especificación del filtro analógico, de modo que después de la deformación, se ubicarán en las frecuencias deseadas (University of Newcastle Upon Tyne, 2001). Por ejemplo, si se desea diseñar un filtro paso bajo digital con una frecuencia de corte Ω_c , primero se transforma esta frecuencia a la frecuencia de corte de dominio analógico ω_{ac} , usando la relación previa a la deformación de la Ecuación 22:

$$\omega_{ac} = k \tan\left(\frac{\Omega_c}{2}\right) \quad k = 1 \text{ o } \frac{2}{T} \quad (22)$$

Después de que el filtro analógico se haya transformado usando la transformada bilineal z , el filtro digital resultante tendrá su frecuencia de corte en el lugar correcto. Dado que el “pre-warping” se realiza al comienzo del procedimiento de diseño, y la transformación bilineal se realiza al final, el valor de k es irrelevante.

2.2.5 Transformaciones en Frecuencia

La construcción de los otros tipos de filtros principales (Pasa-altas, Pasabanda, Rechazabanda) se consigue diseñando un filtro Pasa-bajas de la clase deseada y luego transformarlo en el filtro deseado (University of Newcastle Upon Tyne, 2001). Para ello, se debe sustituir la función de transferencia en el dominio de la frecuencia $H(s)$ con una de las transformaciones en frecuencia listadas a continuación:

Pasa – bajas a Pasa – bajas

$$s = \frac{s}{\omega_{ac}} \quad (23)$$

Pasa – bajas a Pasabanda

$$s = \frac{s^2 + \omega_1\omega_2}{(\omega_2 - \omega_1)s} \quad (24)$$

Pasa – bajas a Rechazabanda

$$s = \frac{(\omega_2 - \omega_1)s}{s^2 + \omega_1\omega_2} \quad (25)$$

2.2.6 Comparativa entre los Filtros más Usados

a) Filtro Butterworth.

El filtro Butterworth está diseñado por la ganancia de potencia:

$$|H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (26)$$

donde N es un entero positivo que define el orden del filtro. Nótese que λ no aparece en esta fórmula, pero claramente N y λ están interrelacionadas, dado que $\Omega = \Omega_r$

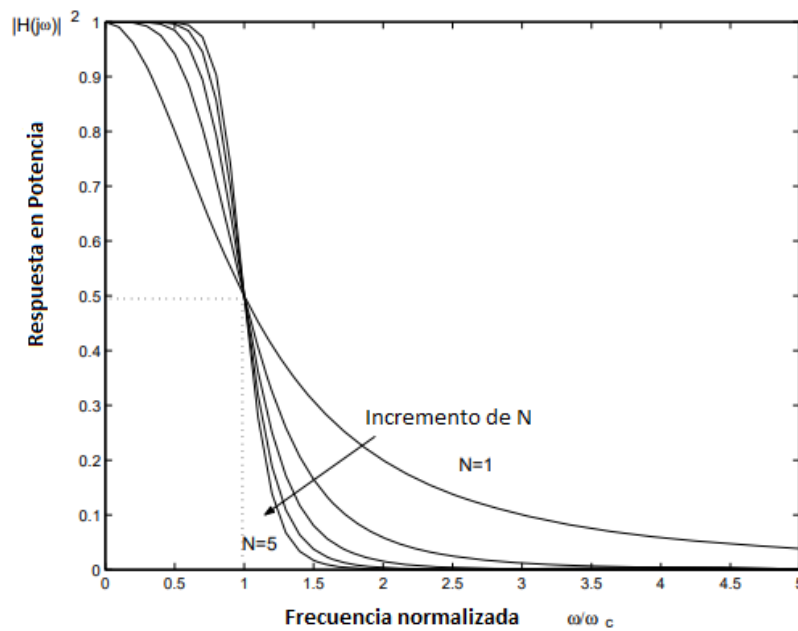
$$\frac{1}{1 + \lambda^2} \geq \frac{1}{1 + \epsilon^2 \left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (27)$$

la cual puede ser resuelta para mostrar que

$$N \geq \frac{\log\left(\frac{\lambda}{\epsilon}\right)}{\log\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)} \quad (28)$$

La función de respuesta en potencia de los filtros Butterworth para N=1... 5 es mostrada en la Figura 10.

Figura 10 Respuesta en Potencia de filtros Butterworth para $N = 1 \dots 5$ ($\epsilon = 1$)



Fuente: Signal Processing: Continuous and Discrete por Rowell, D. (2008), Massachusetts Institute of Technology 2.161 (p. 4). (<https://ocw.mit.edu/courses/2-161-signal-processing-continuous-and-discrete-fall-2008/>)

La respuesta tiene el número máximo de derivadas nulas en $\Omega = 0$ y $\Omega = \infty$ para los filtros de la forma

$$|H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + f^2(\Omega)} \quad (29)$$

donde $f(\Omega) \rightarrow 0$ como $\Omega \rightarrow 0$, y $f(\Omega) \rightarrow \infty$ como $\Omega \rightarrow \infty$ para generar una acción de filtro pasa altas. Debido a esto, los filtros Butterworth son también llamados filtros “Máximamente planos”.

II.2.6.1.1 Función de transferencia del filtro Butterworth.

Los polos de la función de transferencia de la ganancia en potencia pueden ser encontrados a partir de la ecuación característica:

$$1 + \epsilon^2 \left(\frac{s}{j\Omega_c} \right)^{2N} = 0, \quad (30)$$

con $2N$ raíces (polos) que se encuentran en un círculo $p_n = \Omega_c \epsilon^{-1/N} e^{j\pi(2n+N-1)/2N}$, para $n = 1 \dots 2N$, con radio $r = \Omega_c \epsilon^{-1/N}$, y separación angular de π/N rad. Si N es impar, un par de polos se encontrarán en el eje de los reales en $s = \pm \Omega_c \epsilon^{-1/N}$. Si N es par, las raíces formarán pares conjugados.

b) Filtros Chebyshev.

Dentro de los dos tipos de filtros Chebyshev que se expondrán a continuación, el orden del filtro que cumpla con ciertas especificaciones puede ser reducido mediante la relajación del requisito de una ganancia de potencia decreciente monótonamente con la frecuencia. Con esto, aparecen “ondulaciones” en la banda de paso o en la banda de parada (Rowell, 2008). Los filtros Chebyshev permiten las siguientes condiciones donde $T_N(x)$ es el polinomio Chebyshev con grado N :

$$\text{TIPO 1: } |H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 T_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)}, \quad (31)$$

$$\text{TIPO 2: } |H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 \left(\frac{T_N^2\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)}{T_N^2\left(\frac{\Omega_r}{\Omega}\right)} \right)}, \quad (32)$$

En adición, Rowell (2008) establece que:

Los filtros Tipo 1 producen un diseño de todos los polos con una ligera diferencia en la ubicación de los polos en comparación con los filtros Butterworth, permitiendo picos resonantes en la banda de paso para introducir ondulaciones. Por otro lado, los filtros Tipo 2 introducen un set de ceros en el eje imaginario sobre Ω_r , causando una ondulación en la banda de parada (p.7).

Filtro Chebyshev tipo 1.

A partir de la ecuación (13) y la especificación de un filtro pasa-bajas, el orden requerido para el filtro puede ser encontrado como se muestra a continuación:

$$|H(j\Omega_r)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 T_N^2\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)} \leq \frac{1}{1 + \lambda^2}, \quad (33)$$

de modo que $\lambda \leq \epsilon T_N\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right) = \epsilon \cosh\left(N \cosh^{-1}\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)\right)$, donde resolviendo para N, resulta

$$N = \frac{\cosh^{-1}\left(\frac{\lambda}{\epsilon}\right)}{\cosh^{-1}\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)} \quad (34)$$

La ecuación característica de la función de transferencia de potencia es $1 + \epsilon^2 T_N^2\left(\frac{s}{j\Omega_c}\right) = 0$ o $T_N\left(\frac{s}{j\Omega_c}\right) = \pm \frac{j}{\epsilon}$.

Ahora, $T_N(x) = \cos(N \cos^{-1}(x))$, de modo que $\cos\left(N \cos^{-1}\left(\frac{s}{j\Omega_c}\right)\right) = \pm \frac{j}{\epsilon}$.

Si se escribe $\cos^{-1}\left(\frac{s}{j\Omega_c}\right) = \gamma + j\alpha$, entonces $s = \Omega_c(\sinh(\alpha) \sin(\gamma) + j \cosh(\alpha) \cos(\gamma))$, la cual define una elipse de ancho $2\Omega_c \sinh(\alpha)$ y altura $2\Omega_c \cosh(\alpha)$ en el plano s. Los polos se encontrarán en esta elipse.

Sustituyendo en $T_N(x) = \cos(N \cos^{-1}(x))$, resulta:

$$T_N\left(\frac{s}{j\Omega_c}\right) = \cos(N\gamma) \cosh(N\alpha) - j \sin(N\gamma) \sinh(N\alpha) \quad (35)$$

La ecuación característica resulta en:

$$\cos(N\gamma) \cosh(N\alpha) - j \sin(N\gamma) \sinh(N\alpha) = \pm \frac{j}{\epsilon} \quad (36)$$

Igualando las partes real e imaginaria de la ecuación anterior:

1) Dado que $\cosh(x) \neq 0$ para las x reales, se requiere $\cos(N\gamma) = 0$, o

$$\gamma_n = \frac{(2N-1)\pi}{2N} \quad n = 1, \dots, 2N \quad (37)$$

2) Dado que a estos valores de γ , $\sin(N\gamma) = \pm 1$, se tiene

$$\alpha = \pm \frac{1}{N} \sinh^{-1} \left(\frac{1}{\epsilon} \right) \quad (38)$$

Diseño de un filtro Chebyshev tipo 1.

1) Determine el orden del filtro

$$N \geq \frac{\cosh^{-1} \left(\frac{\lambda}{\epsilon} \right)}{\cosh^{-1} \left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c} \right)} \quad (39)$$

2) Determine α

$$\alpha = \pm \frac{1}{N} \sinh^{-1} \left(\frac{1}{\epsilon} \right) \quad (38)$$

3) Determine γ_n , $n = 1 \dots N$

$$\gamma_n = \frac{(2N-1)\pi}{2N} \quad n = 1, \dots, 2N \quad (37)$$

4) Determine los N polos del semi-plano izquierdo

$$\begin{aligned} p_n &= \Omega_c (\sinh(\alpha) \sin(\gamma_n) \\ &\quad + j \cosh(\alpha) \cos(\gamma_n)) \quad n \\ &= 1, \dots, N \end{aligned} \quad (40)$$

5) Forme la función de transferencia

A) Si N es impar

$$H(s) = \frac{-p_1 p_2 \dots p_N}{(s - p_1)(s - p_2) \dots (s - p_N)} \quad (41)$$

B) Si N es par

$$H(s) = \frac{1}{1 + \epsilon^2} \frac{p_1 p_2 \dots p_N}{(s - p_1)(s - p_2) \dots (s - p_N)} \quad (42)$$

II.2.6.1.2 Filtro Chebyshev tipo 2.

El filtro Chebyshev Tipo 2 está definido por la función de ganancia en potencia:

$$|H(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 \frac{T_N^2\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)}{T_N^2\left(\frac{\Omega_r}{\Omega}\right)}} \quad (43)$$

Si se realizan sustituciones,

$$v = \frac{\Omega_r \Omega_c}{\Omega} \text{ y } \epsilon^* = \frac{1}{\epsilon T_N\left(\frac{\Omega_r}{\Omega_c}\right)}$$

La ecuación 24 puede ser escrita en términos de la frecuencia modificada v

$$|H(jv)|^2 = \frac{\epsilon^* T_N^2\left(\frac{v}{\Omega_c}\right)}{1 + \epsilon^* T_N^2\left(\frac{v}{\Omega_c}\right)} \quad (44)$$

Diseño de un filtro Chebyshev tipo 2.

1) Defina una variable compleja, $\tau = \mu + jv$ y escriba la función de transferencia de potencia:

$$|H(\tau)|^2 = \frac{\epsilon^{*2} T_N^2\left(\frac{\tau}{j\Omega_c}\right)}{1 + \epsilon^{*2} T_N^2\left(\frac{\tau}{j\Omega_c}\right)} \quad (45)$$

Los ceros se encuentran con el mismo método usado en el diseño del filtro Chebyshev Tipo 1. Por otro lado, los ceros son encontrados dadas las raíces del polinomio en el $T_N\left(\frac{\tau}{j\Omega_c}\right)$ eje imaginario $\tau = jv$. Las raíces del polinomio Chebyshev ocurren en:

$$x = \cos\left(\frac{\left(n - \frac{1}{2}\right)\pi}{N}\right) \quad n = 1 \dots N \quad (46)$$

Por otro lado, los ceros del sistema estarán en:

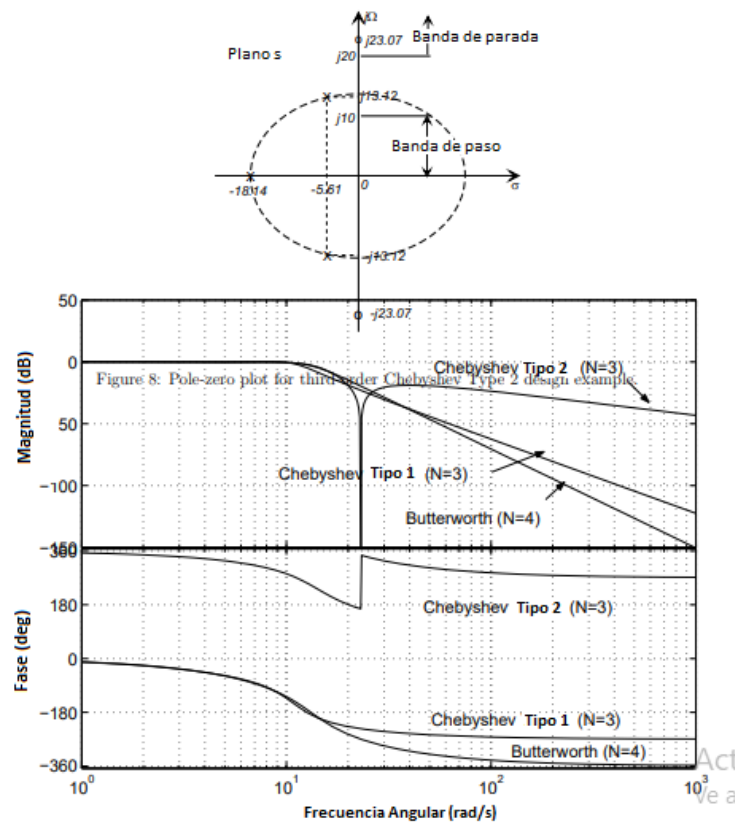
$$\tau_n = j\Omega_c \cos\left(\frac{\left(n - \frac{1}{2}\right)\pi}{N}\right) \quad n = 1 \dots N \quad (47)$$

- 2) Los polos y ceros son mapeados de vuelta al plano s usando $s = \frac{\Omega_r \Omega_c}{\tau}$ y los N polos del semiplano izquierdo son seleccionados igual que los polos del filtro.
- 3) La función de transferencia es formada y la ganancia del sistema es ajustada a la unidad en $\Omega = 0$.

2.2.7 Comparación de las respuestas en frecuencia.

En la Figura 11 puede apreciarse que el filtro Butterworth y el filtro Chebyshev Tipo 1 son diseños de tipo todos los polos y, de acuerdo con Rowell (2008), “tiene una pendiente de magnitud de alta frecuencia asintótica de $-20N$ dB/década, siendo este caso de -80 dB/década para el diseño Butterworth y -60 dB/década para el diseño Chebyshev Tipo 1”. El diseño Chebyshev Tipo 2 presenta dos ceros finitos, con el resultado de que su respuesta de alta frecuencia asintótica tiene una pendiente de solamente -20 dB/década”.

Figura 11 Comparación de los diagramas de Bode para los tres diseños de ejemplo



Fuente: Introduction to Continuous Time Filter Design por Rowell, D., (2008). Massachusetts Institute of Technology (p. 15).

2.2.8 Representación en python de los filtros IIR

a) Función de transferencia

La representación de la función de transferencia de un filtro IIR en SciPy es la representación de los datos de la ecuación 11 más directa. Consta de dos arreglos unidimensionales, convencionalmente llamados 'b' y 'a', los cuales representan los coeficientes de los polinomios en el numerador y denominador, respectivamente, de la función de transferencia.

Esta representación de un filtro IIR es conveniente, pero al presentar una precisión finita de punto flotante, aplicar un filtro IIR de orden moderadamente alto en este formato es susceptible a la inestabilidad por errores numéricos. Por ende, se pueden presentar problemas cuando se quiere trabajar con un filtro de alto orden o con una banda de paso o de parada muy angostas.

b) ZPK.

Esta representación consiste en una tupla que contiene tres elementos, (z, p, k). Los primeros dos elementos representan arreglos unidimensionales que contienen los ceros y polos, respectivamente, de la función de transferencia. El tercer elemento, k, es un escalar que contiene la ganancia del filtro.

Una limitación de esta representación es que SciPy no provee funciones que puedan aplicar directamente el filtro a una señal determinada. La representación ZPK debe, entonces, ser convertida al formato SOS o al de Función de Transferencia para poder filtrar la señal .

c) SOS.

Consiste en representar el filtro usando uno o más filtros de segundo orden en cascada. Esta representación es implementada como un arreglo con forma (n, 6), donde cada fila contiene los coeficientes de una función de transferencia de segundo orden.

Este formato para un filtro IIR es numéricamente más estable que el formato de Función de Transferencia, por lo que debe ser preferido al usar filtros con orden superior a 7 u 8, o cuando el ancho de banda de la banda de paso es suficientemente pequeño. (No se tiene una especificación precisa de “suficientemente pequeño”).

Una desventaja de este formato es que la función ‘sosfilt’ aplica un filtro SOS realizando múltiples pasadas por la señal, una por cada sección de segundo orden. Algunas pruebas con un filtro de orden 8 muestran que ‘sosfilt (sos, x)’ puede requerir más del doble de tiempo del requerido por la función ‘lfilter (b, a, x)’ (Weckesser, 2016).

2.2.9 Funciones de python para filtrado de señal con filtro IIR

Como se expuso en el apartado 2.3.3, una de las características del filtrado con filtros IIR es la diferencia de fase entre la señal de entrada y la señal de salida. Por ello, si se requiere una fase lineal, las dos funciones principales de Python para este cometido son:

- ‘Scipy.Signal.Filtfilt.

Es una función que aplica un filtro lineal digital dos veces, una vez hacia adelante y otra hacia atrás. El filtro combinado presenta fase cero y un orden de filtro del doble del original. Asimismo, la función provee opciones para manejar los bordes de la señal.

- ‘Sosfiltfilt’.

Es una función que, al igual que `scipy.signal.filtfilt`, realiza un filtrado bidireccional. Sin embargo, esta función debería ser preferida sobre ‘`filtfilt`’ para la mayoría de las tareas de filtrado, dado que las secciones de segundo orden presentan menos problemas numéricos (Weckesser, 2016)

La principal ventaja del filtro IIR sobre el filtro FIR es su económica implementación, así como cumplir con el sistema de demanda en términos de pasabanda, rechazabanda, onda y/o despegue. Tal especificación puede ser alcanzada con un orden menor. Esto se traduce en un menor rango de cálculos para cada paso y también el ahorro de procedimiento suele ser una preocupación de gran tamaño (Yadav et al., 2016).

- Se puede realizar un filtro deseado explotando menos partes de memoria y cálculos que un filtro FIR.
- Con filtros IIR de alta potencia y retardos cortos, generalmente se construye el filtro IIR más popular como una alternativa, mientras que los filtros FIR se volvieron demasiado largos en los sistemas de retroalimentación digital que causan problemas. El filtro IIR puede implementar respuestas de filtro analógico con precisión, mientras que el FIR no puede.
- Lleva a cabo menos operaciones matemáticas.
- El tiempo de retardo es una cantidad menor.
- Contiene menos rango de lóbulos de aspecto dentro de la banda de parada.

Además de estas, hay otras consideraciones que se deben tener en cuenta a la hora de escoger realizar un filtro IIR o un filtro FIR. La tabla 1 resume esas consideraciones:

Tabla 1 Consideraciones generales de los filtros IIR y FIR

	Filtros IIR	Filtros FIR
<i>Fase</i>	Dificultad para controlar. No existen técnicas particulares disponibles	Siempre es posible la fase lineal.
<i>Estabilidad</i>	Puede ser inestable, puede tener ciclos límite.	Siempre es estable.
<i>Orden</i>	Menos.	Más.
<i>Historia</i>	Derivado de filtros análogos.	No tiene historia análoga.

<i>Otros</i>	Posible implementación polifásica.
	Siempre puede hacerse causal.

Fuente: Adaptado de Design of IIR Filters por University of NewCastle Upon Tyne, 2001.

2.2.10 Aplicación Móvil

Una aplicación móvil o app (por sus siglas en inglés) es un programa de software diseñado para realizar una función específica y ser ejecutado en un dispositivo móvil como celular o Tablet. En la actualidad las aplicaciones móviles son herramientas de gran relevancia en diferentes campos y en referencia a la salud su uso ha ido en incremento tanto en personal de salud como en pacientes pues han contribuido a mejorar el manejo de diversas enfermedades como la Epilepsia (Acosta Espinoza et al., 2022).

a) Arquitectura

La arquitectura de una aplicación facilita realizar una estructura del código o algoritmo organizada y se agrupa dependiendo de las diferentes características específicas. Se basa en el modelo cliente – servidor, que básicamente es la interacción entre un usuario quien realiza un requerimiento de servicio y un recurso de cómputo que responde a dichos requerimientos (Van der Voordt & Wegen, 2005).

Tipos de arquitectura.

- Patrón cliente - servidor.

En este modelo se definen funciones de cliente y servidor donde, el cliente realiza el envío de peticiones hacia el servidor para acceder a los datos o solicitar una acción específica y el servidor es un programa o sistema que ofrece servicios o recursos a los clientes, de modo que existe un patrón de petición – respuesta (Cervantes et al., 2016).

- Patrón de capas.

La arquitectura en capas consiste en subdividir la aplicación en diferentes capas con el propósito de asignar a cada una un rol o tarea específico. En esta estructura cada capa se comunica en función de la capa superior a esta, por lo que presenta una estructura modular y escalable (Novoseltseva, 2021).

- Patrón modelo –vista –controlador.

En este patrón la interacción entre los componentes modelo – vista – controlador (MVC) se basa en eventos o mensajes. Cuando el usuario interactúa con la vista, envía una notificación al controlador para notificar sobre la acción realizada y el controlador procesa la acción para realizar los cambios correspondientes (Cervantes et al., 2016).

b) **API.**

Una interfaz de programación de aplicaciones es un conjunto de rutinas, protocolos y herramientas, de un tercero, para construir aplicaciones de software de forma que puede integrarse el software de otras aplicaciones para cumplir una o varias funciones. Algunos ejemplos de API son Twilio en el envío de mensajes de texto, Google maps en geolocalización, entre otras (Iqbal, 2023).

c) **Base de datos.**

Una base de datos puede considerarse como un sistema o conjunto de datos estructurados y relacionados entre sí con una mínima cantidad de duplicidad. Dentro de estas bases se encuentran las bases de datos relacionales las cuales se basan en el uso de tablas que almacenan información sobre una propiedad determinada y frecuentemente son utilizadas en aplicaciones móviles (Marqués, 2011).

Capítulo III: Diseño Metodológico

En el presente capítulo se hará una descripción de los aspectos metodológicos de la investigación. Inicialmente, se hará una presentación del tipo de investigación, el diseño. Posteriormente, se presentará la metodología para realizar la detección de una crisis epiléptica a partir de una señal EMG y finalmente, el diseño de la aplicación para la notificación.

3.1 Tipo de Investigación

Esta investigación se desarrolló en un enfoque de tipo experimental, donde el investigador manipula una o más variables independientes para observar su efecto sobre la variable dependiente. Por esta razón, la variable independiente se considera como la causa o el factor que se está investigando (señal EMG sin y con crisis epilépticas) y la variable dependiente es el resultado de lo que se mide (detección de crisis epilépticas). De igual forma, se realiza un control de las variables en cuestión para asegurar de que solo la variable independiente seleccionada influya en los resultados, para ello, se utilizaron técnicas como el grupo control y el grupo experimental.

El grupo control para este caso son las señales EMG que no presentan crisis epilépticas, por tanto, es utilizado para propósitos comparativos y en el grupo experimental se utiliza una señal EMG con crisis epiléptica de un banco de datos que posee la condición experimental, relacionada a la detección.

3.2 Diseño de la Investigación

En relación con el diseño de la investigación se tomaron algunos aspectos de la teoría fundamentada y una exhaustiva revisión bibliográfica de estudios que empleaban EMG de superficie. A partir de allí se implementa un procedimiento, descrito más adelante, para analizar el comportamiento de los cruces por cero de las señales filtradas. Los resultados obtenidos fueron comparados con los hallazgos reportados en dicha literatura, lo que permitió evaluar la eficacia del algoritmo propuesto. Para el diseño de la aplicación se establecieron los requerimientos funcionales para cada uno de los casos de uso basados en un modelo de cliente servidor como arquitectura y que posibilita la integración con el algoritmo.

3.3 Población

En relación con la selección de la población se establece señales EMG registradas de pacientes con epilepsia y la muestra son aquellas señales correspondientes a EMG de superficie registradas de pacientes con crisis de epilepsia de tipo tónico – clónica.

3.4 Técnicas de recolección de datos

Las técnicas utilizadas durante el proceso de investigación fueron fuentes abiertas como un banco o base de datos pública correspondientes a señales EMG de superficie sin y con registro de crisis epilépticas.

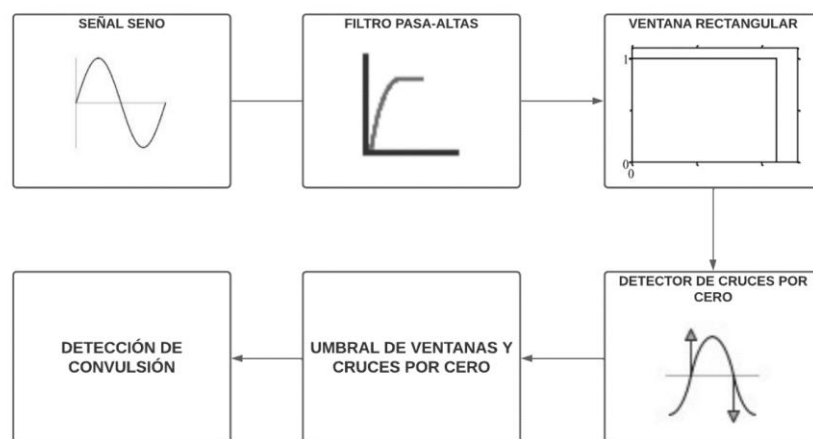
3.5 Técnicas de procesamiento y análisis de datos

La metodología para realizar la detección de convulsión a partir de una señal EMG consta de los siguientes pasos:

- 1) Lectura de una señal EMG a partir de un banco de datos (Arbune, Conradsen, et al., 2020).
- 2) Diseño de filtro pasa altas.
- 3) Creación de ventana rectangular con un solapamiento de 75% que recorra la señal en su totalidad.
- 4) Diseño de algoritmo de detección de cruces por cero para cada ventana.
- 5) Establecimiento de un umbral determinado de cruces por cero para un umbral de ventanas consecutivos, donde se detectará la convulsión si se superan estos umbrales.

De forma gráfica, la metodología se representa como se observa en la Figura 12.

Figura 12 Metodología para la detección de convulsión a partir de una señal EMG



Fuente: Elaboración propia.

3.5.1 *Diseño de Filtros FIR*

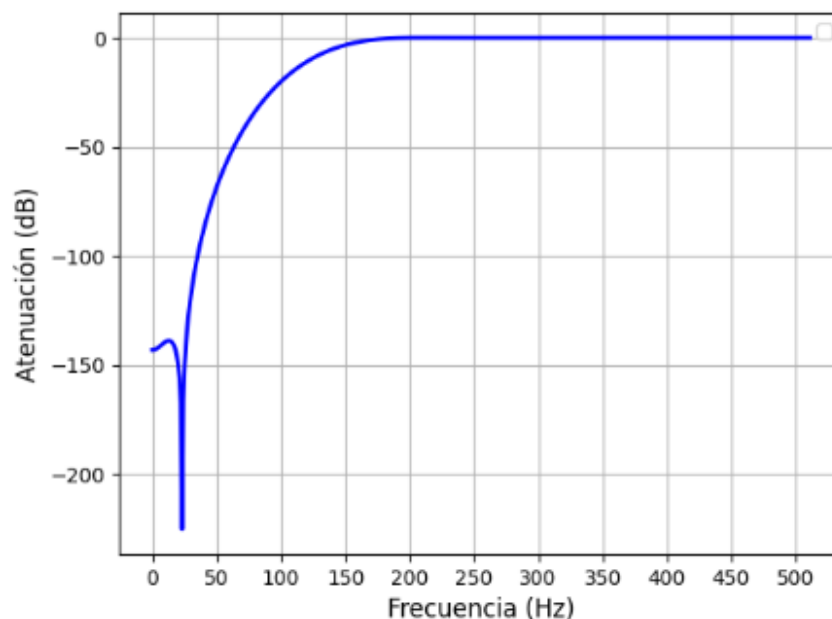
Conradsen et al (2012) encontraron que las convulsiones reales, en contraste con la actividad muscular normal, tenían una proporción de datos mayor en la banda de frecuencia superior a los 100 Hz. Por otro lado, la evaluación visual de todas las señales EMG de los 11 pacientes mostró una diferencia más pronunciada entre las convulsiones y las actividades normales cuando fueron procesadas con un filtro pasa-altas de 150 Hz, específicamente un filtro FIR Butterworth de orden 20.

Debido a la constante actualización de los lenguajes de programación, se optó por realizar diversos tipos de filtros FIR con ayuda de las diferentes herramientas existentes dentro del entorno Python, esto con el objetivo de realizar una comparación entre ellos tanto en términos de número de coeficientes como de Respuesta en Frecuencia. Asimismo, se realizó el cálculo del orden del filtro mediante la longitud de la Respuesta al Impulso. La representación de los filtros se hizo de la forma SOS, por las razones mencionadas en el apartado 2.7. Para más información respecto a la programación utilizada para el diseño de los filtros IIR y FIR, remítase al Anexo A.

- **Desarrollo del diseño de filtros FIR.**

Se realizó el filtro Butterworth como el especificado en el apartado anterior usando la función ‘Firwin’ de Python. En la Figura 13 se evidencia la Respuesta en Frecuencia del filtro.

Figura 13 *Respuesta en frecuencia de filtros FIR*

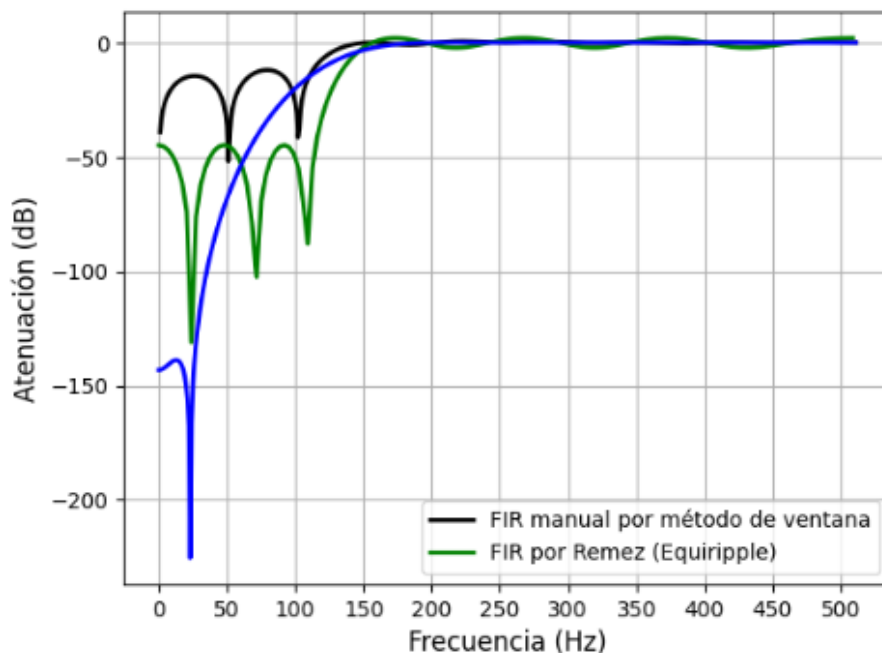


Fuente: Elaboración propia.

Nota. Respuesta en frecuencia del filtro FIR Butterworth.

Posteriormente, se diseñaron dos filtros FIR, uno manual por el método de la ventana y el otro bajo el método de Equiripple usando Mínimos Cuadrados. La comparación de las tres Respuestas en Frecuencia de los filtros se observa en la Figura 14. A pesar de presentar el mismo número de coeficientes, el que menor atenuación en la banda de rechazo presenta es el filtro manual, seguido por el filtro por Equiripple y, por último, el filtro Butterworth. Por otro lado, se observa un ancho de banda más reducido en el filtro por Equiripple, y un ancho de banda menos reducido en los filtros Butterworth y el de método de ventana.

Figura 14 *Comparación de la Respuesta en Frecuencia de los diferentes filtros FIR*



Fuente: Elaboración propia.

3.5.2 *Diseño de Filtros IIR*

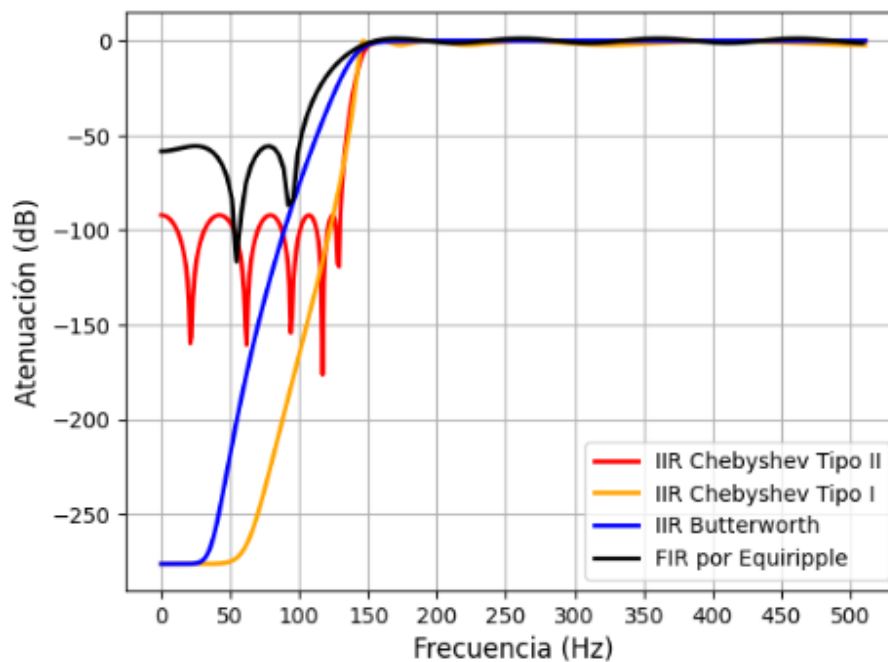
Además de los filtros FIR, bajo la misma premisa y metodología ya expuesta en el apartado anterior, se realizó el diseño de tres filtros IIR orden 20, uno de tipo Butterworth, otro de tipo Chebyshev Tipo 1 y el último de tipo Chebyshev Tipo 2. La determinación del orden de los filtros se realizó mediante el cálculo del número máximo de coeficientes ‘a’ o ‘b’ debido a que, por la modificación de los parámetros del filtro a la hora de su creación, los coeficientes ‘a’ y ‘b’ no siempre coinciden en longitud, lo que puede dar lugar a estimaciones inexactas. Por otro lado, para verificar su estabilidad se usó el criterio de las raíces de los polos. Asimismo,

al igual que con el diseño del filtro FIR, la representación de los filtros se hizo de la forma SOS.

- Desarrollo del diseño de filtros IIR.

En la Figura 15 se evidencia la Respuesta en Frecuencia de los tres filtros IIR diseñado. Como se observa, se presenta una mayor atenuación en la banda de rechazo del filtro Butterworth y del filtro Chebyshev Tipo 1. Asimismo, la atenuación más pronunciada en la banda de rechazo existe en el filtro Chebyshev Tipo 1, gracias a la ausencia de oscilaciones que sí presenta el Chebyshev Tipo 2. Por otro lado, el ancho de banda de la zona de rechazo es mucho menor en el filtro Butterworth.

Figura 15 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR orden 20 diseñados



Fuente: Elaboración propia.

3.5.3 Comparación Filtros IIR y FIR

Una vez creados los filtros IIR y FIR con las diferentes herramientas y comprobada su estabilidad, debido a las ventajas y desventajas de uno respecto al otro se realizó una comparación entre estos. Para hacer un contraste más aproximado, se compararon con base a dos criterios:

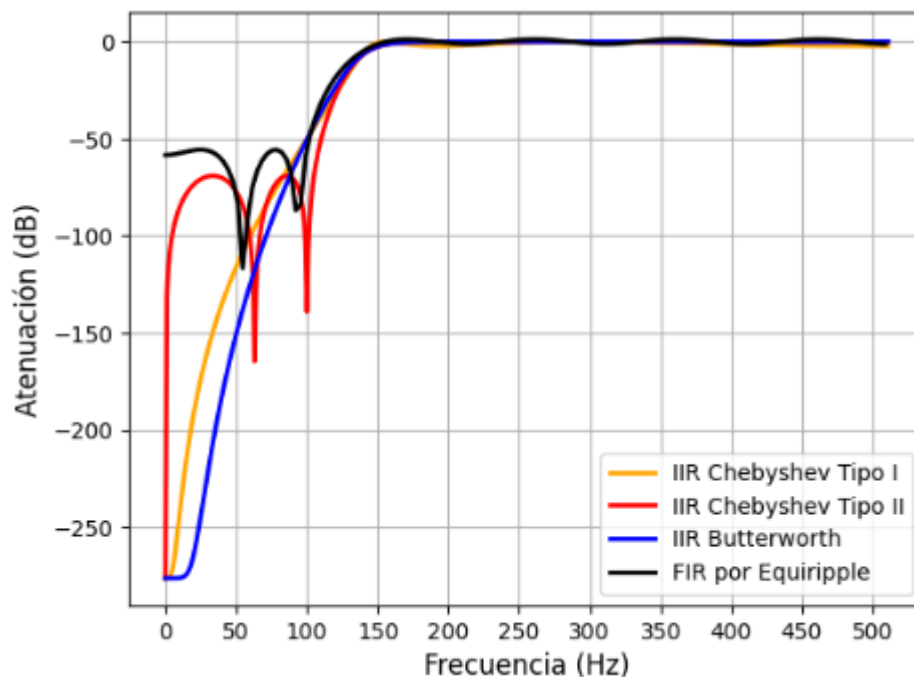
Misma morfología: Se realizó el diseño de los filtros IIR con el objetivo de que su Respuesta en Frecuencia fuera lo más cercana a la del filtro FIR por Equiripple que, en el apartado 3.5.1, se mostró que fue el que presentó la mejor Respuesta en Frecuencia, en términos de atenuación, para un mismo número de coeficientes que presentaban los otros FIR creados. Posteriormente, se calculó el número de coeficientes de los filtros IIR requeridos para lo propuesto.

Mismo número de coeficientes: Se diseñaron los filtros IIR de forma que el número de coeficientes SOS requeridos fuese el mismo que los requeridos para el diseño del filtro FIR de orden 20 por el método Remez. Posteriormente, se realizó la comparación entre sus Respuestas en Frecuencia.

a) Comparación por morfología.

La literatura menciona que se necesita un orden menor en un filtro IIR para obtener una misma Respuesta en Frecuencia que un filtro FIR. Por ello, se realizó la modificación de los filtros IIR para que tuviesen una Respuesta en Frecuencia similar a los filtros FIR (Yadav et al., 2016). La comparación se observa en la Figura 16.

Figura 16 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR y FIR por morfología



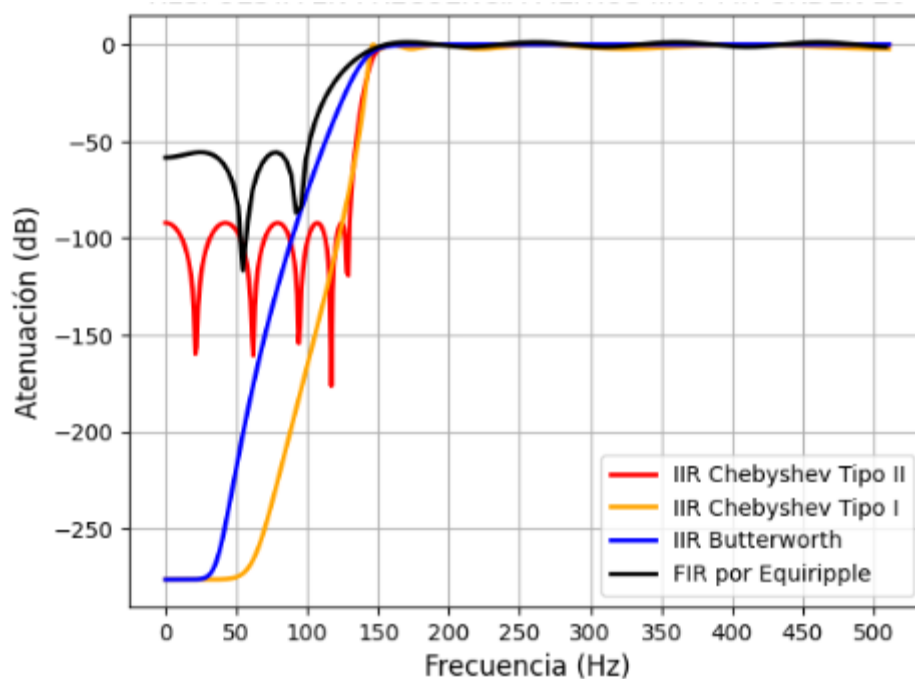
Fuente: Elaboración propia.

Los tres filtros IIR presentan una Respuesta en Frecuencia similar al filtro FIR orden 20 por Equiripple, ya que tanto el ancho de banda de la zona de rechazo como la atenuación de los 3 filtros son bastante aproximados entre sí. Sin embargo, el número de coeficientes utilizados por los filtros IIR fue menor que el número de coeficientes usado para el diseño del filtro FIR, resultando en un total de 14 coeficientes para el filtro IIR Butterworth y un total de 8 coeficientes tanto para el filtro IIR Chebyshev Tipo 1 y 10 coeficientes para el Chebyshev Tipo 2.

b) Comparación por mismo número de coeficientes.

Luego de haber diseñado y seleccionado los filtros IIR y FIR de orden 20, se realiza una comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR con el filtro FIR diseñado por el método de Remez (Equiripple), representados como Función de Transferencia. La comparación se observa en la Figura 17. Para un mismo número de coeficientes, en comparación con el filtro FIR, tanto el filtro Butterworth como los filtros Chebyshev presentan un ancho de banda más reducido. Asimismo, la atenuación es más pronunciada en el filtro Chebyshev Tipo 1 y el filtro Butterworth, pero es el filtro Chebyshev tipo 1 quien presenta una atenuación más pronunciada.

Figura 17 Comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR y FIR de orden 20

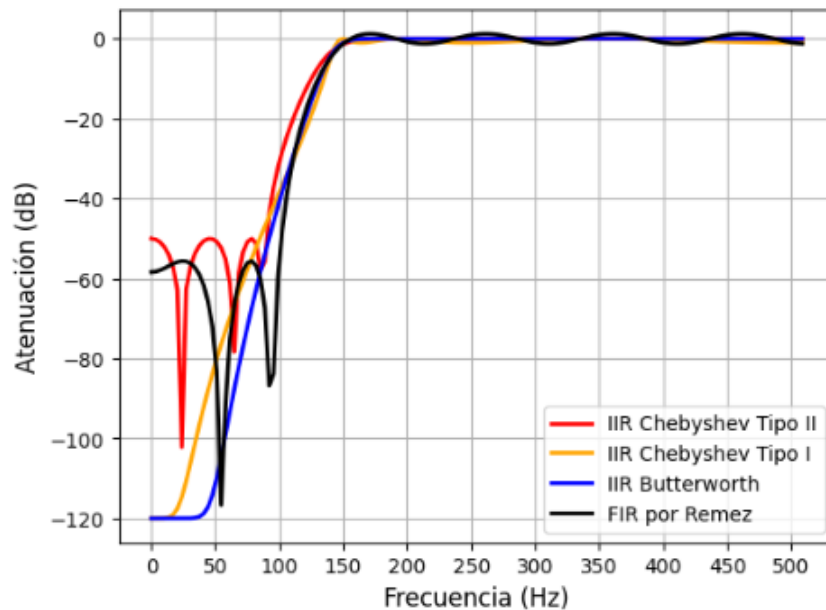


Fuente: Elaboración propia.

c) Comparación entre los filtros IIR con forma SOS y el filtro FIR por Remez

Como se explicó en el apartado 2.2, la representación de un filtro IIR con banda de rechazo angosto es numéricamente más estable usando la representación SOS. Por ello, se realizó una comparación de las Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR en formato SOS con el filtro FIR por Remez en forma de Función de Transferencia (uso de coeficientes ‘b’ y ‘a’). Las Respuestas en Frecuencia se observan en la Figura 18.

Figura 18 *Respuestas en Frecuencia de los filtros IIR (SOS) y filtro FIR por Remez*



Fuente: Elaboración propia.

Los filtros IIR fueron diseñados con el objetivo de que su respuesta en frecuencia fuera morfológicamente similar a la del filtro FIR por Remez de orden 20, el cual fue representado en forma de coeficientes. Como se observa en la Figura 18, los tres tipos de filtros IIR diseñados se asemejan bastante a la respuesta en frecuencia del filtro FIR por Remez. Sin embargo, el número de coeficientes utilizado por los filtros IIR fue menor que el requerido para el diseño del filtro FIR, resultando en un total de 6 coeficientes para el filtro Butterworth y 3 coeficientes tanto para el filtro Chebyshev Tipo I como para el filtro Chebyshev Tipo II. Por otro lado, el orden necesario para alcanzar esta respuesta fue de 36 para el filtro Butterworth y 18 tanto para el filtro Chebyshev Tipo I como para el filtro Chebyshev Tipo II.

3.5.4 *Filtrado de la Señal*

Debido a que los filtros IIR no presentan una fase lineal, se aplicó una convolución bidireccional con la función ‘sosfiltfilt’ de la librería ‘Signal’ de Python a una señal seno de frecuencia variable generada. Esto permite no solamente una fase lineal, sino que evita

problemas como la amplificación de ruido o la inestabilidad numérica que pueden ocurrir con otros métodos de filtrado.

Como se observa en la Figura 19, para una frecuencia de 130 Hz, la atenuación es considerable, obteniendo una magnitud máxima de 0.015 mV, lo que corresponde a aproximadamente el 1.5% de la amplitud original. Por otro lado, se presenta un pico al inicio de la señal. Sin embargo, no es de una magnitud considerable como para detectarse un cruce por cero.

Figura 19 Filtrado de señal seno de 130 Hz con filtro pasa-altas 150 Hz orden 20 Chebyshev Tipo 1



Fuente: Elaboración propia.

Una vez probado el filtro para una frecuencia cercana a la frecuencia de corte en la banda de rechazo, fue también probado con una frecuencia presente en la banda de paso. En este caso, la frecuencia usada fue 160 Hz. En esta frecuencia se presenta la señal con aproximadamente la misma amplitud de la original. Asimismo, el pico que existía al inicio de la señal filtrada de 130 Hz no se presenta en este caso se presenta la señal con aproximadamente la misma amplitud de la original (véase Figura 20).

Figura 20 Filtrado de señal seno de 160 Hz con filtro pasa-altas 150 Hz orden 20 Chebyshev Tipo 1



Fuente: Elaboración propia.

3.5.5 Creación de las Ventanas

Una vez filtrada la señal, se procedió a crear una ventana rectangular de 1 segundo con un solapamiento del 75%, usando como parámetro principal la frecuencia de muestreo, para este caso, 1024 Hz.

3.5.6 Detección de Cruces por Cero

El criterio principal para determinar si una convulsión está teniendo lugar en las señales analizadas depende del número de cruces por cero. Debido a la presencia de ruido inherente a cualquier señal que haya sido muestreada, un cruce por cero sería detectado por un algoritmo genérico, dando lugar a conclusiones inexactas. Por ello, para discernir entre el ruido y la señal de interés en las señales EMG utilizadas en la investigación, Conradsen et al (2012) dispusieron de un umbral de voltaje que debía ser superado para que el cruce por cero pudiese ser detectado. El valor de este umbral corresponde a, aproximadamente, 3 veces el valor de la desviación estándar del ruido presente en las señales. Debido a que el ruido depende de diversos factores, se realizó un algoritmo de detección de cruces por cero con las especificaciones ya mencionadas, pero con la posibilidad de modificar el umbral de voltaje. La metodología para probar su funcionamiento se observa de forma gráfica en la Figura 21. Para más información respecto a la programación utilizada para el diseño del detector de cruces por cero y la ventana rectangular, remítase al Anexo B.

Figura 21 *Prueba de funcionamiento del detector de cruces por cero en cada ventana para una señal seno*



Fuente: Elaboración propia.

Una vez establecidos los parámetros mencionados para la creación de la ventana y el Detector, este fue probado con una señal de 160 Hz de 5 segundos de duración. Los resultados del número de cruces detectados en cada ventana se observan en la Figura 22.

Figura 22 *Número de cruces por cero en cada ventana para una señal seno de 160 Hz*

```
Número de cruces por cero por ventana:

Ventana 1: 319
Ventana 2: 319
Ventana 3: 319
Ventana 4: 319
Ventana 5: 319
Ventana 6: 319
```

Fuente: Elaboración propia.

Al ser una señal seno de 160 Hz, el número de cruces teórico a detectar es de 320. En la Figura 22 se observa que, para las 6 ventanas creadas en la señal, el conteo de ceros fue de 319, presentando un error del 0.3% con respecto al valor teórico.

Por otro lado, se modificó la amplitud de la señal a 10 unidades por debajo del umbral de voltaje establecido para la detección, esto con el objetivo de determinar si el umbral está siendo tenido en cuenta. Como se observa en la Figura 23, no hubo detección de cruces por cero en ninguna de las 6 ventanas.

Figura 23 *Detección de cruces por cero por ventana para una señal seno de amplitud 40 μ V*

```
Número de cruces por cero por ventana:

Ventana 1: 0
Ventana 2: 0
Ventana 3: 0
Ventana 4: 0
Ventana 5: 0
Ventana 6: 0
```

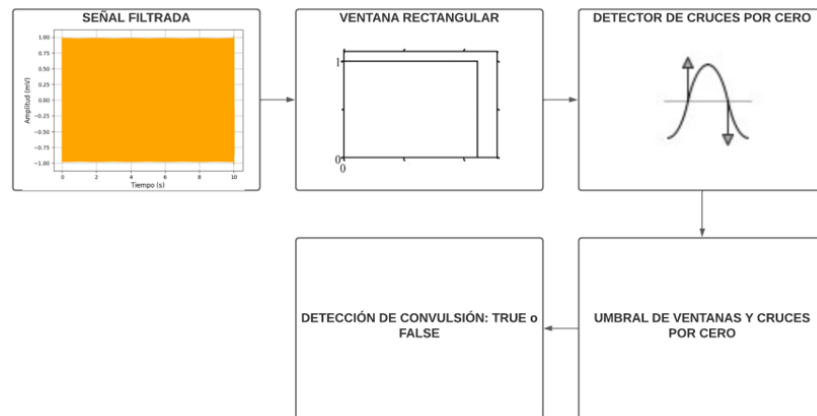
Fuente: Elaboración propia.

3.5.7 *Detección de Convulsión*

Conradsen et al (2012) mencionan que el criterio de detección de convulsión se basaba en un algoritmo que utilizaba la ventana creada con las características mencionadas en el apartado 3.5.5 y realizaba un recorrido a lo largo de la señal, detectando la cantidad de cruces por cero a partir del umbral de voltaje mencionado en el apartado anterior. Para discernir entre una convulsión o no, se estableció un umbral de ventanas consecutivas, en cada una de las cuales el número de cruces por cero debía ser mayor a un umbral, también, establecido. Se realizó un algoritmo con estas especificaciones, donde el número de ventanas consecutivas y el umbral de número de cruces por cero puede ser modificado a criterio del investigador. La

metodología para detectar la convulsión a partir de la señal filtrada se observa de forma gráfica en la Figura 24. Para más información detallada del algoritmo de programación implementado para la detección de la convulsión, remítase al Anexo C.

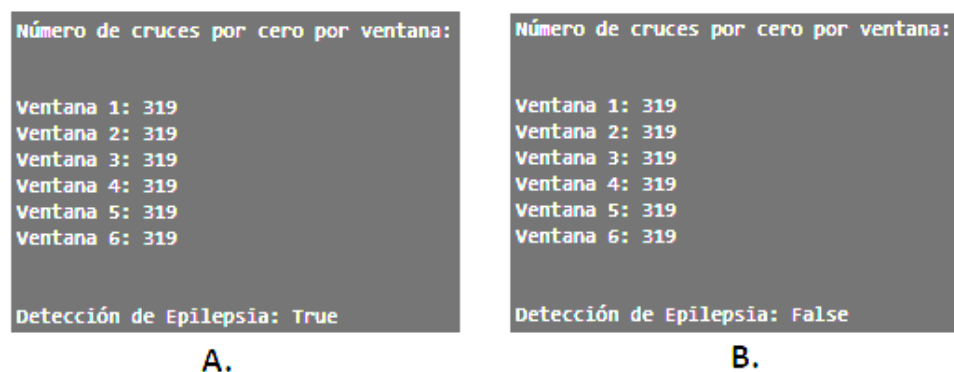
Figura 24 Metodología para la detección de convulsión a partir de la señal filtrada



Fuente: Elaboración propia.

Para probar el funcionamiento del detector de convulsión, se usó la señal de 160 Hz filtrada y se estableció en 318 y 3 el número de ceros y ventanas consecutivas, respectivamente. Los resultados se observan en la Figura 25. Como se evidencia, los parámetros de umbral de ceros y ventanas establecidos para A determinan que existe convulsión, mientras que para B no detectan la presencia de una convulsión.

Figura 25 Detección de cruces por cero para cada Ventana



Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Detección de epilepsia para umbral de 318 ceros en 3 ventanas consecutivas; B) Detección de convulsión para umbral de 319 ceros en 3 ventanas consecutivas.

3.5.8 Diseño de la Aplicación Móvil

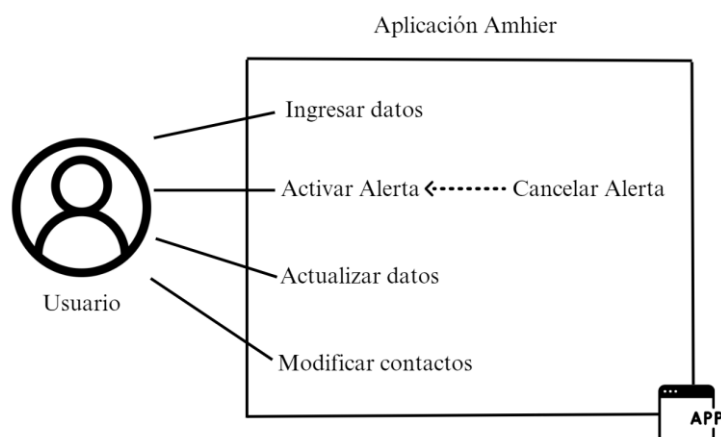
Para el diseño de la aplicación se debe iniciar estableciendo el actor y posteriormente los casos de uso de la aplicación por parte de este. En la Tabla 2 se establece el actor, quien es el usuario, y los casos de uso; para mejor comprensión se relaciona la Figura 26.

Tabla 2 *Definición de Actor*

Nombre	Descripción	Requerimientos
Usuario	Paciente diagnosticado con Epilepsia tónico-clónica	Ingresar datos, enviar y cancelar mensaje de alerta con ubicación en tiempo real, actualizar datos de usuario y de contactos.

Fuente: Elaboración propia.

Figura 26 *Definición de Casos de Uso de la App*



Fuente: Adaptado de Epialert Aplicación móvil para la detección y aviso de convulsiones en pacientes con Epilepsia por Polania, M.C. & Suárez, J.P., (2019), p.25. (<https://repository.udistrital.edu.co/handle/11349/16292>)

I) **Requerimientos funcionales de la aplicación.**

- **Requerimientos de ingreso.**

En la Tabla 3 se relacionan los requerimientos necesarios para que el usuario pueda iniciar sesión en la aplicación a partir de sus credenciales.

Tabla 3 *Requerimientos de Ingreso*

Nombre	RF – Pantalla de Ingreso
--------	--------------------------

Actor	Usuario
Pre – condición	Aplicación instalada
Post – condición	La pantalla de Ingreso es visualizada
Escenario 1	<p>Usuario visualiza formato de Ingreso</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Formato de ingreso 2. Descripción del escenario: El formulario de ingreso aparece cuando la aplicación es abierta. 3. Dado: Un formulario de Ingreso 4. Donde: El usuario visualiza la pantalla 5. Entonces: Debe aparecer el logo de la aplicación centrado 6. Y: Debe aparecer el campo de correo o Usuario 7. Y: Debe aparecer el campo de contraseña
Escenario 2	<p>Usuario inicia sesión</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Formato de ingreso 2. Descripción de escenario: El usuario inicia sesión con una cuenta registrada y sus datos son correctos 3. Dado: Formulario de ingreso 4. Donde: El usuario ingresa su correo o usuario en el campo 5. Y: Ingresa su contraseña 6. Y: Pulsa el botón de Ingresar 7. Entonces: Se debe redirigir a la pantalla principal de la aplicación.
Escenario 3	<p>Usuario ingresa a registrarse</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Formato de ingreso 2. Descripción de escenario: El usuario desea crear una cuenta 3. Dado: Un formulario de ingreso

	4. Donde: El usuario pulsa el botón de Ingresar
	5. Entonces: Se debe redirigir a la pantalla de registro
Escenario 4	Usuario ingresa correo en formato Incorrecto
	1. Escenario: Formato de ingreso
	2. Descripción de escenario: El usuario ingresa en el campo de correo un texto sin formato Email
	3. Dado: Un formulario de ingreso
	4. Donde: El usuario ingresa un texto con el campo de correo sin el formato ***@***
	5. Y: Pulsa el botón de Ingresar
	6. Entonces: El campo de correo se debe resaltar y pedir el formato correcto
Escenario 5	Usuario ingresa datos incorrectos
	1. Escenario: Formato de ingreso
	2. Descripción de escenario: El usuario intenta Iniciar Sesión con datos incorrectos
	3. Dado: Un formulario de ingreso
	4. Donde: El usuario ingresa en los campos de texto un correo y/o contraseña incorrectos
	5. Y: Pulsa el botón de Ingresar
	6. Entonces: Debe aparecer un mensaje notificando que los datos ingresados son incorrectos
Criterio de aceptación	1. Verificar que el logo de la aplicación aparezca centrado
	2. Verificar que los campos de texto se resaltan cuando el formato sea incorrecto
	3. Verificar que aparece el mensaje de datos incorrectos

Fuente: Elaboración propia.

- **Requerimientos de registro.**

En la Tabla 4 se relacionan los requerimientos para permitir al usuario registrarse una vez se proporcione la información necesaria tales como Nombre, Apellidos, Correo Electrónico y Contraseña.

Tabla 4 *Requerimientos de Registro*

Nombre	RF – Pantalla de registro
Actor	Usuario
Pre - condición	Aplicación instalada
Post – condición	El usuario puede crear una cuenta e ingresar a la pantalla principal de la aplicación
Escenario 1	<p>Usuario visualiza el formulario de registros</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Formato de registro 2. Descripción de escenario: El formulario de registro aparece cuando se pulsa el botón de Registrarse 3. Dado: Un formulario de Registro 4. Donde: El usuario visualiza la pantalla de registro 5. Entonces: Debe aparecer el logo 6. Y: Debe aparecer el campo de Nombre 7. Y: Debe aparecer el campo de apellido 8. Y: Debe aparecer el campo de Email 9. Y: Debe aparecer el campo de contraseña 10. Y: Debe aparecer un botón de Registrarse
Escenario 2	<p>Usuario crea cuenta</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Formato de registro 2. Descripción de escenario: El usuario ingresa sus datos correctamente en cada uno de los campos 3. Dado: Un formulario de Registro 4. Cuando: El usuario ingresa su Nombre 5. Y: El usuario ingresa su Apellido 6. Y: El usuario ingresa su correo electrónico

	<ol style="list-style-type: none"> Y: El usuario ingresa la contraseña (debe ser de 8 caracteres, contener al menos una letra mayúscula, una letra minúscula, números) Y: El usuario pulsa el botón de Registrarse Entonces: Se debe almacenar todos los datos ingresados en la base de datos Y: Se debe redirigir a la pantalla principal
Escenario 3	<p>Usuario deja campos vacíos</p> <ol style="list-style-type: none"> Escenario: Formato de registro Descripción de escenario: El usuario no ingresa todos los campos requeridos para el registro Dado: El usuario no ingresa su Nombre O: El usuario no ingresa su Apellido O: El usuario no ingresa su Correo Electrónico O: El usuario no ingresa la contraseña Y: El usuario pulsa el botón de Registrarse Entonces: Se debe pedir al usuario que ingrese el campo requerido
Escenario 4	<p>Usuario ingresa correo en formato incorrecto</p> <ol style="list-style-type: none"> Escenario: Formato de registro Descripción de escenario: El usuario ingresa en el campo de correo electrónico un texto sin formato de Email Dado: Un formulario de registro Cuando: El usuario ingresa un texto en el campo de correo electrónico sin el formato ***@*** Y: Pulsa el botón de Registrarse Entonces: Se debe solicitar al usuario el formato correcto
Criterio de aceptación	<ol style="list-style-type: none"> Verificar que el logo de la aplicación aparezca Verificar que aparece el mensaje cuando los campos se encuentren vacíos o en el formato incorrecto

Fuente: Elaboración propia.

- **Requerimientos de pantalla principal.**

En la Tabla 5 se especifican los requerimientos relacionados a la pantalla principal con las funciones y casos de uso por parte del Usuario

Tabla 5 *Requerimientos de pantalla principal*

Nombre	RF – Pantalla principal
Actor	Usuario
Pre – condición	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicación instalada 2. Usuario con sesión iniciada
Post – condición	El usuario puede dirigirse a los contactos de emergencia, enviar un mensaje de notificación o mensaje de falsa alarma
Escenario 1	<p>Usuario visualiza la pantalla principal</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Inicio/ Pantalla principal 2. Descripción de escenario: La pantalla principal aparece cuando el usuario inicia sesión al pulsar el botón de Ingresar 3. Dado: Una pantalla principal 4. Cuando: El usuario visualiza la pantalla principal 5. Entonces: Debe aparecer logo de la aplicación 6. Y: Debe aparecer un botón con ícono de Contactos de emergencia 7. Y: Debe aparecer un botón con ícono de S.O.S 8. Y: Debe aparecer un botón con ícono de falsa alarma
Escenario 2	<p>Usuario ingresa a contactos de emergencia</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Inicio/ Pantalla principal 2. Descripción de escenario: El usuario pulsa el botón de “Contactos” 3. Entonces: Se debe redirigir a la pantalla de Contactos de emergencia
Escenario 3	Usuario presiona botón de falsa alarma

-
1. Escenario: Inicio / Pantalla principal
 2. Descripción de Escenario: El usuario desea enviar un mensaje de falsa alarma a contacto asignado.
 3. Dado: Una pantalla principal
 4. Cuando: El usuario pulsa el botón de “Falsa Alarma”
 5. Entonces: Se debe conectar con API
 6. Y: Enviar mensaje a contacto de emergencia designado
-

Escenario 4**Usuario presiona botón de S.O.S**

1. Escenario: Pantalla principal
 2. Descripción de escenario: El usuario desea enviar un mensaje de alerta a contacto designado
 3. Dado: Una pantalla principal
 4. Entonces: Se debe acceder a ubicación de dispositivo por medio de API
 5. Y: Acceder a contacto designado en contactos de emergencia
 6. Y: Llamar al servicio o API para envío de mensaje
 7. Y: Se debe enviar mensaje a contacto designado notificando la ocurrencia de la crisis de epilepsia y la ubicación actual del usuario
-

Escenario 5**Usuario presenta episodio de crisis de Epilepsia**

1. Escenario: Algoritmo detecta episodio de crisis de epilepsia tónico – clónica
 2. Descripción de escenario: Algoritmo desarrollado para la detección arroja resultado positivo para episodio de crisis de epilepsia tónico – clónica
 3. Entonces: Se debe acceder a ubicación de dispositivo por medio de API
 4. Y: Acceder a contacto designado en contactos de emergencia
 5. Y: Llamar al servicio o API para envío de mensaje
-

	6. Y: Se debe enviar mensaje a contacto designado notificando la ocurrencia de la crisis de epilepsia y la ubicación actual del usuario
Criterio de aceptación	<ol style="list-style-type: none"> 1. Verificar que aparezcan los tres botones en la pantalla principal 2. Verificar el envío del mensaje al contacto de emergencia designado por el usuario 3. Verificar que se le notifica al usuario el envío del mensaje de texto al contacto designado

Fuente: Elaboración propia.

- **Requerimientos de contactos de emergencia.**

En la Tabla 6 se especifican los requerimientos para la pantalla de contactos de emergencia los cuales asigna el usuario para el envío del mensaje de alerta o falsa alarma cuando el algoritmo desarrollado detecta y arroja un resultado positivo para episodio de crisis de Epilepsia tónico - clónica.

Tabla 6 *Requerimientos de contacto de emergencia*

Nombre	RF – Pantalla de contactos de emergencia
Actor	Usuario
Pre – condición	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicación instalada 2. Usuario con sesión iniciada
Post – condición	El usuario puede crear y/o asignar un contacto de emergencia
Escenario 1	<p>Usuario visualiza pantalla de Contactos de Emergencia</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Pantalla de contactos de emergencia 2. Descripción de escenario: La pantalla de contactos de emergencia aparece cuando el usuario pulsa el botón de contactos de emergencia 3. Dado: Una pantalla de contactos de emergencia 4. Cuando: El usuario visualiza la pantalla de contactos de emergencia

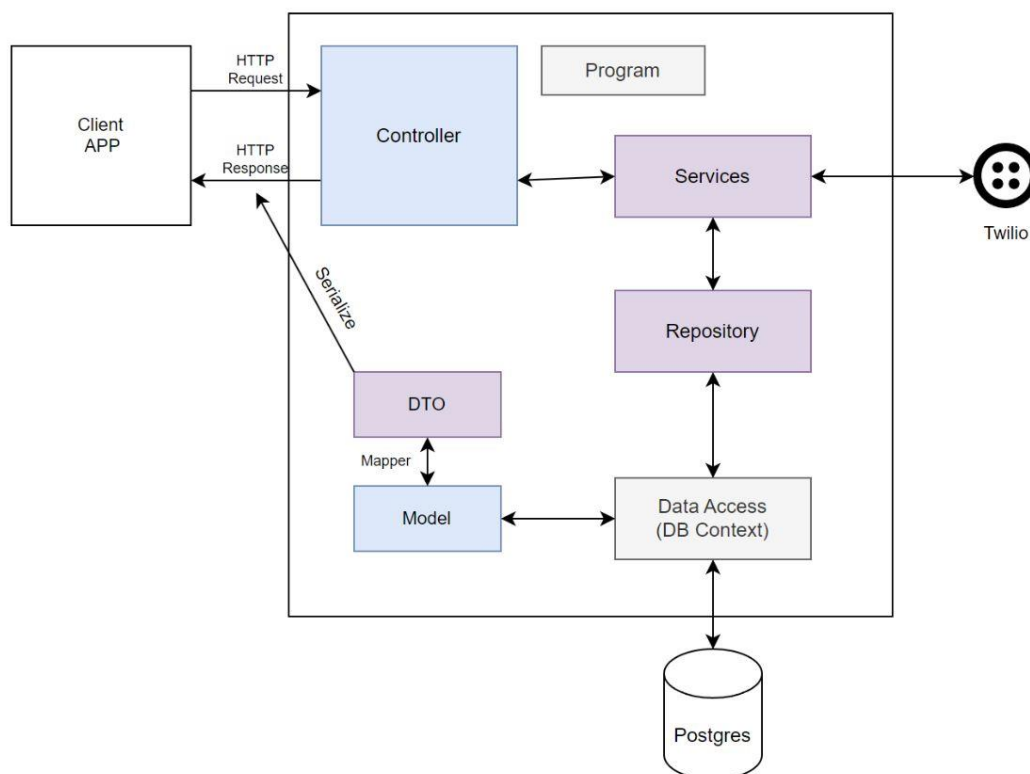
	<ol style="list-style-type: none"> 5. Entonces: Debe aparecer una barra de navegación 6. Y: El ícono de contactos de emergencia 7. Y: Debe aparecer una lista de contactos de emergencia 8. Y: Debe aparecer un botón de Editar 9. Y: Debe aparecer un botón de Actualizar 10. Y: debe aparecer un botón para designar contacto de emergencia
Escenario 2	<p>Usuario desea editar datos de contacto de emergencia</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Pantalla de contactos de emergencia 2. Descripción de escenario: El usuario desea editar datos de contactos de emergencia al pulsar el botón de Editar 3. Dado: Una pantalla de contactos de emergencia 4. And: Botón de Editar 5. Cuando: Pulsa el botón de Editar 6. Entonces: Se habilita la edición de los contactos de emergencia registrados
Escenario 3	<p>Usuario actualizar datos de contacto de emergencia</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Escenario: Pantalla de contactos de emergencia 2. Descripción de escenario: El usuario desea actualizar datos de contactos de emergencia al pulsar el botón de Actualizar 3. Dado: Una pantalla de contactos de emergencia 4. And: Botón de Actualizar 5. Cuando: Pulsa el botón de Actualizar 6. Entonces: Se actualiza y almacena la información de los contactos de emergencia
Criterios de aceptación	<ol style="list-style-type: none"> 1. Verificar que aparezca lista de contactos de emergencia 2. Verificar que se realice la actualización del contacto de emergencia

Fuente: Elaboración propia.

II) Arquitectura.

Como se mencionó en el apartado 2.2.10 para el diseño de la aplicación móvil es necesario establecer una arquitectura que involucre el modelo usuario – servicio y relaciona los componentes de software de un sistema. Dentro de los componentes de la aplicación se pretende sea desarrollada en forma de backend con el fin de efectuar el manejo de los datos de manera lógica y secuencial, por lo cual la programación requiere un entorno de desarrollo flexible como Visual Studio, y se estructura siguiendo el patrón de arquitectura que se observa en la Figura 27. Para las peticiones y respuestas se pueden manejar mediante un protocolo como el HTTP que presente conexiones bidireccionales síncronas desde el servidor hacia el usuario. Adicionalmente, en la arquitectura se opta por establecer controladores para facilitar la conexión con los servicios y dependiendo del tipo de servicio se responda a la petición. Así, para el caso del envío de mensaje de alerta al contacto asignado, el controlador realice dos tareas de forma paralela: se comuniquen con el repositorio donde se extrae de la base de datos (como postgres) la información necesaria del contacto de emergencia, como número telefónico y, active el servicio de mensajería con una API como Twilio para que finalmente, sea enviado el mensaje de texto de forma exitosa.

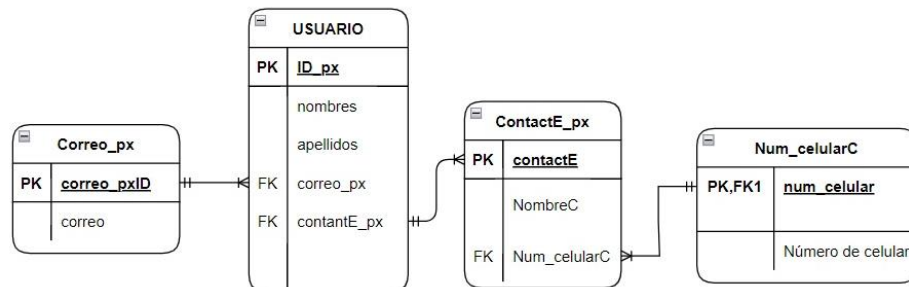
Figura 27 *Arquitectura de la aplicación*



Fuente: Elaboración propia.

La construcción y gestión de la base de datos se estructura considerando el Modelo relacional mostrado en la Figura 28, para que puedan darse consultas más flexibles y organizadas. Las entidades principales son Usuario y Contacto de emergencia.

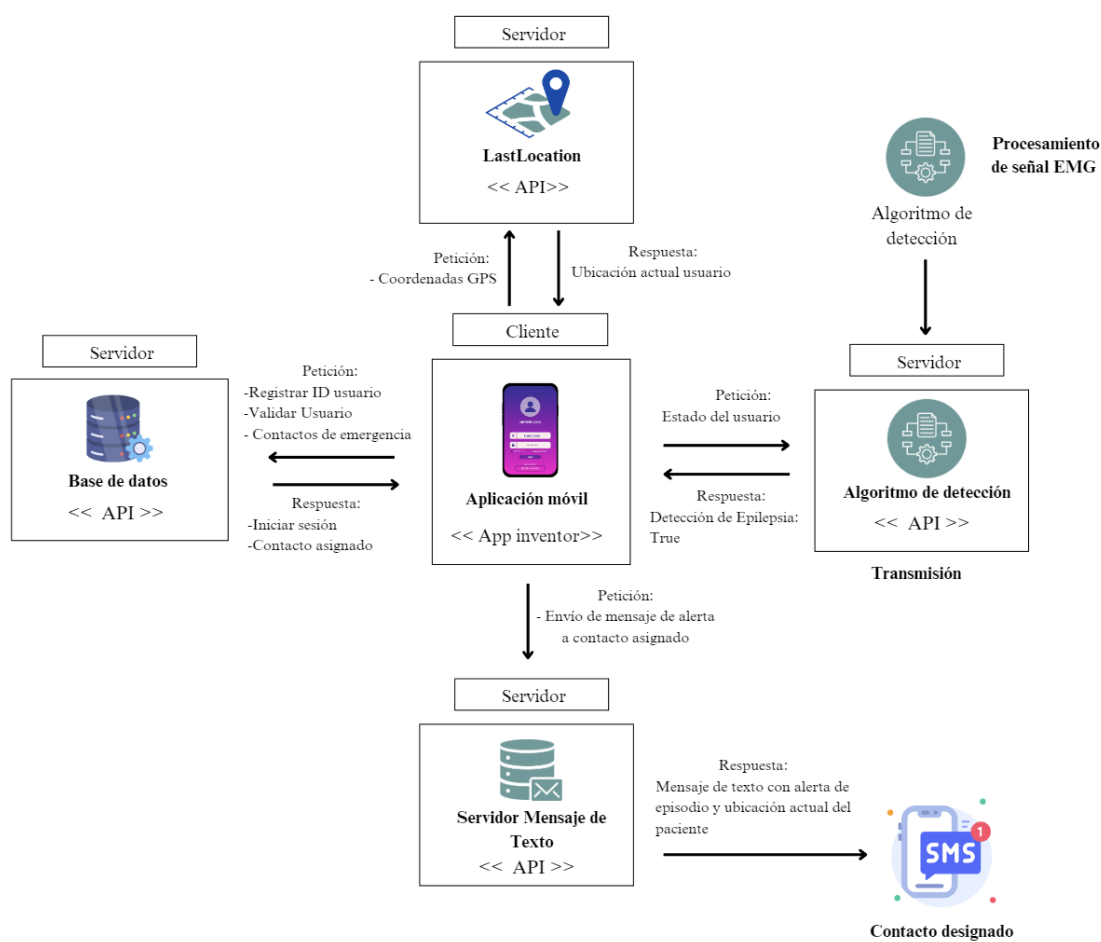
Figura 28 *Modelo Relacional de la Base de Datos*



Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 29 se puede observar la propuesta de arquitectura de lo que sería la integración del algoritmo de detección (se plantea su integración a futuro) y la aplicación para realizar la notificación del episodio de crisis tónico – clónica. Una vez logrado el procesamiento de la señal EMG para la detección de la crisis, se pretende transformar el algoritmo en una API y así, se genere la transmisión hacia la aplicación en forma de respuesta ante una petición constante del estado del paciente. Los componentes integrados corresponden a los servidores necesarios para el funcionamiento de la aplicación considerando los requerimientos por parte del usuario.

Figura 29 *Arquitectura propuesta para la integración del algoritmo con la aplicación.*



Fuente: Elaboración propia.

Capítulo IV: Resultados y análisis

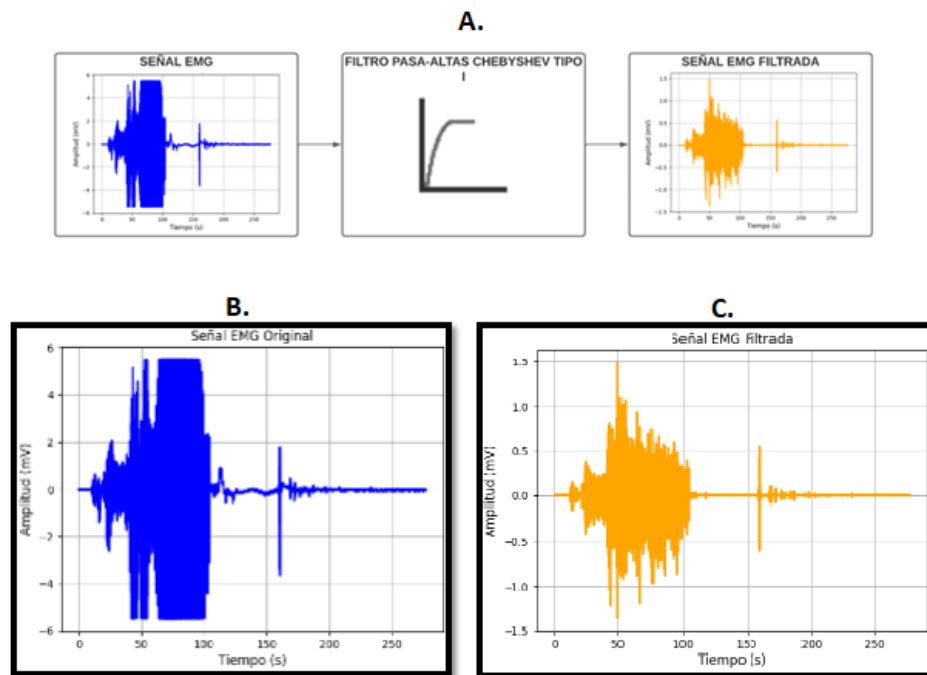
En este capítulo se presentarán los resultados obtenidos del algoritmo implementado siguiendo la metodología propuesta en el capítulo anterior, para el posterior análisis e interpretación de estos. De igual forma, se llegará a la interpretación final y recomendaciones referentes a los logros obtenidos.

4.1 Presentación de Resultados

4.1.1 Filtrado de la señal EMG.

Una vez asegurada la existencia de la fase lineal, con el uso de la función ‘sosfiltfilt’, se reemplazó la señal seno de prueba por una de las señales EMG del banco de datos (Arbune, Jeppesen, et al., 2020). El comportamiento de la señal EMG luego de filtrada se observa en la Figura 30.

Figura 30 *Procesamiento de señal EMG*

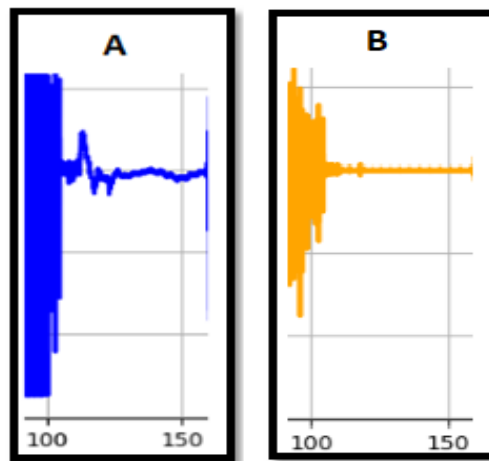


Fuente: Elaboración propia.

Nota. A. Metodología de filtrado; B. Señal EMG original amplificada; C. Señal EMG filtrada amplificada.

En la Figura 30 se observa una disminución considerable en la amplitud de la señal una vez filtrada con el filtro Chebyshev Tipo I, obteniendo un valor de amplitud menor a 2 mV. Por otro lado, se observa que, en la franja de tiempo entre 100 y 150 segundos de la señal, la señal filtrada presenta una disminución considerable de los componentes de baja frecuencia presentes en este tramo con respecto a la señal original. Este hecho se puede apreciar mejor en la Figura 31.

Figura 31 *Señal EMG*



Fuente: Elaboración propia

Nota. A) Señal EMG original; B) Señal EMG filtrada.

4.1.2 Creación de ventanas y algoritmo de detección de cruces por cero con señal EMG.

Luego de filtrar la señal EMG con el filtro pasa altas de 150 Hz, se implementó el algoritmo que detectará los cruces por cero en cada ventana teniendo en cuenta el umbral de voltaje establecido. Los resultados de la detección se observan en la Figura 32.

Figura 32 *Conteo de cruces por cero en las ventanas número 20 hasta 40*

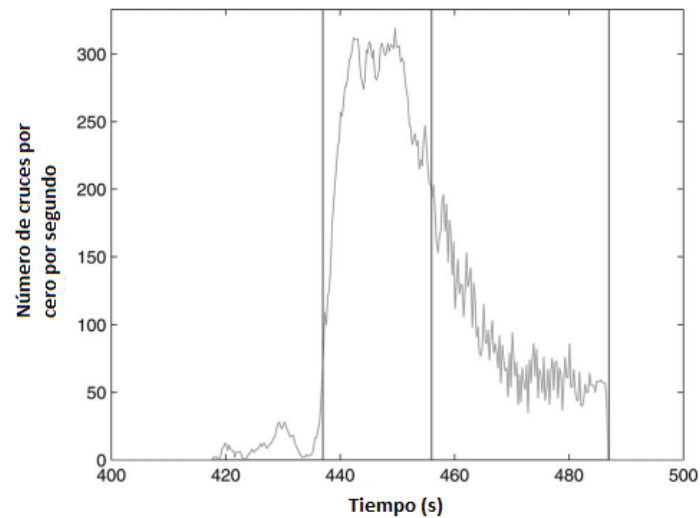
Ventana 20:	4
Ventana 21:	6
Ventana 22:	19
Ventana 23:	0
Ventana 24:	0
Ventana 25:	0
Ventana 26:	0
Ventana 27:	23
Ventana 28:	34
Ventana 29:	30
Ventana 30:	125
Ventana 31:	260
Ventana 32:	289
Ventana 33:	293
Ventana 34:	311
Ventana 35:	302
Ventana 36:	284
Ventana 37:	282
Ventana 38:	254
Ventana 39:	228
Ventana 40:	219

Fuente. Elaboración propia.

4.1.3 Detección de convulsión.

Como se ha mencionado, al momento de una convulsión existe una presencia significativa en el espectro superior a los 100 Hz y aún mayor cuando los datos son filtrados con un filtro pasa altas de 150 Hz. Asimismo, se encontró que al discriminar la detección de cruces por cero usando una histéresis de $50 \mu v$ en la señal filtrada, el número de cruces por cero era alto durante la fase tónica. Por otro lado, el conteo de cruces tiende a decaer al final de la fase tónica y durante la fase clónica (Conradsen et al., 2012). Este hecho se aprecia en la Figura 33. El número de cruces por cero aumenta rápidamente al inicio de la fase tónica, se mantiene en alto durante toda la fase tónica y cae rápidamente al inicio de la fase clónica. Las dos líneas de los extremos representan el inicio y el final de la crisis tónico-clónica, mientras que la de la mitad denota el inicio de la fase clónica.

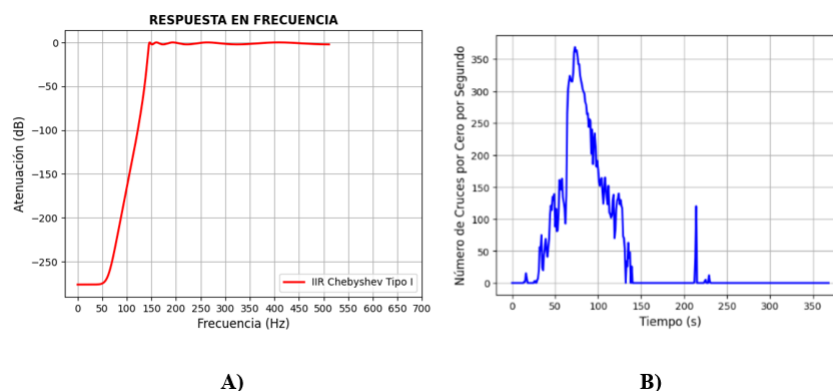
Figura 33 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para la señal EMG filtrada*



Fuente: Automated algorithm for generalized tonic-clonic epileptic seizure onset detection based on sEMG zero-crossing rate, por Conradsen et al., 2012, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 59(2), p.3, (doi 10.1109/TBME.2011.2178094)

Con base en lo anterior, luego de filtrada la señal EMG con el filtro pasa-altas Chebyshev Tipo 1 orden 20, fue calculado el número de cruces por cero y graficado en función del tiempo. Los resultados se observan en la Figura 34.

Figura 34 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para una señal EMG con convulsión filtrada*



Fuente: Elaboración propia.

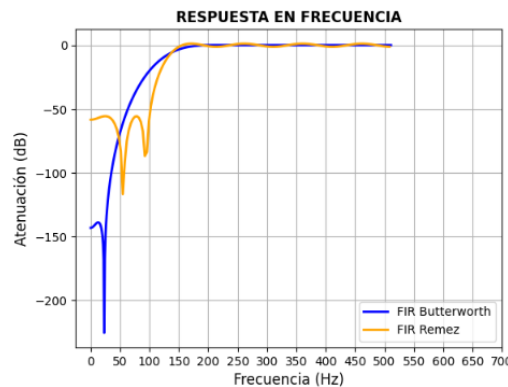
Nota. A) Respuesta en frecuencia B) Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo.

Aunque no se cuenta con el momento exacto de la duración de la convulsión ni de las dos fases (tónica y clónica), las señales EMG extraídas del banco de datos consisten en la convulsión (que en la Figura 34 se puede apreciar en el tramo comprendido entre el pico de subida y el pico de bajada) y la fase post-ictal (pico de bajada pronunciado de los cruces por cero).

4.1.4 Comparativa entre filtros FIR de orden 20.

Posteriormente, se realizó el mismo procedimiento de filtrado y detección de cruces, pero utilizando 4 señales con presencia de convulsión y modificando el filtro a utilizar, esto con el objetivo de visualizar el comportamiento del conteo de cruces por cero luego de cada filtro. Los filtros utilizados fueron el FIR Butterworth y el FIR por Remez, ambos de orden 20, los cuales demostraron ser los que mejor atenuación presentaban en la banda de rechazo en comparación con otros filtros. Las Respuestas en Frecuencia se observan en la Figura 35.

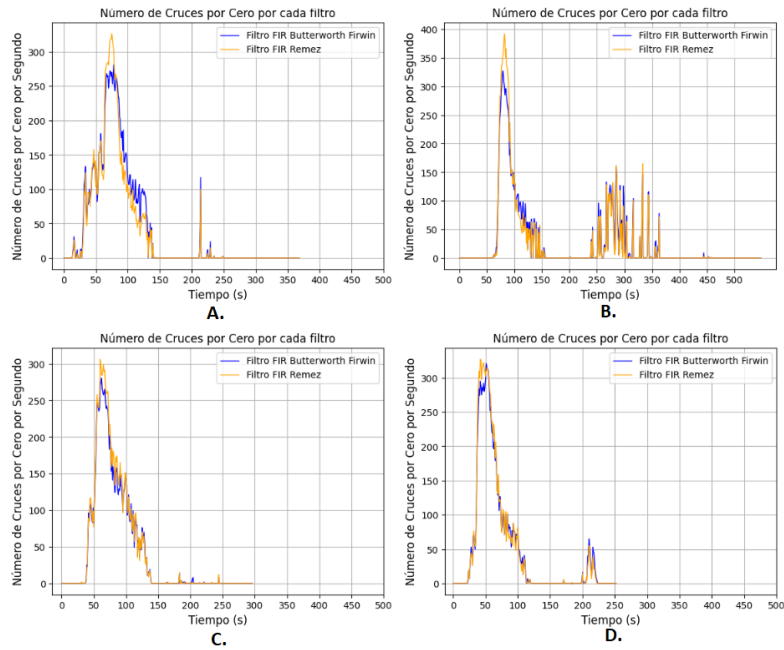
Figura 35 Respuesta en Frecuencia filtros FIR Butterworth y Remez de orden 20 utilizados



Fuente: Elaboración propia.

Una vez filtrada la señal, se calculó el número de cruces por cero existentes en la señal, como se aprecia en la Figura 36. Para todas las 4 señales EMG de convulsión utilizadas, la cantidad de cruces por cero detectados en el tiempo comprendido entre el pico de subida y bajada, que es el tramo de la convulsión, es menor cuando la señal fue filtrada con el filtro Butterworth, en comparación con los detectados con el filtro Remez, con una diferencia de hasta 50 cruces durante más de 15 segundos en ciertos casos. En el tramo restante de la señal, el conteo de cruces es bastante similar entre ambos filtros, además de encontrar similitud con el de la literatura, como el mostrado en la Figura 33.

Figura 36 Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros FIR de orden 20

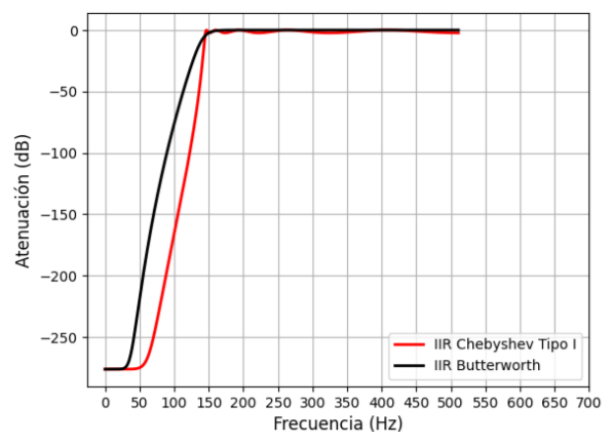


Fuente: Elaboración propia.

4.1.5 Comparativa entre filtros IIR de orden 20.

Por otro lado, se realizó el mismo procedimiento, pero en lugar de usar filtros FIR se usaron los filtros IIR Chebyshev Tipo I y Butterworth, también de orden 20. Fueron escogidos debido a que el primero es el que mejor atenuación presenta, mientras el Butterworth es quien menos presenta, como se observa en la Figura 37.

Figura 37 Respuesta en Frecuencia Filtros IIR Chebyshev Tipo I y Butterworth de orden 20 utilizados

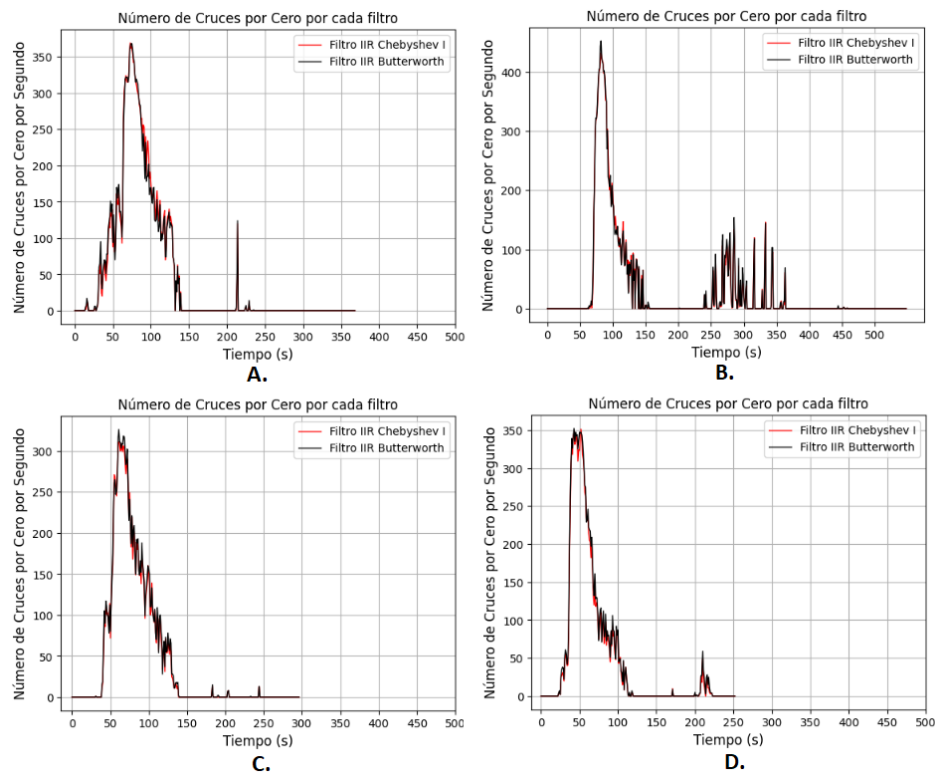


Fuente: Elaboración propia.

A diferencia de como ocurre con los filtros FIR, en la Figura 38 se puede apreciar que, para todas las 4 señales EMG de convulsión utilizadas, la cantidad de cruces por cero

detectados es bastante similar entre ambos filtros, presentándose una diferencia bastante pequeña que sólo es notoria en momentos determinados del tiempo.

Figura 38 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR de orden 20*



Fuente: Elaboración propia.

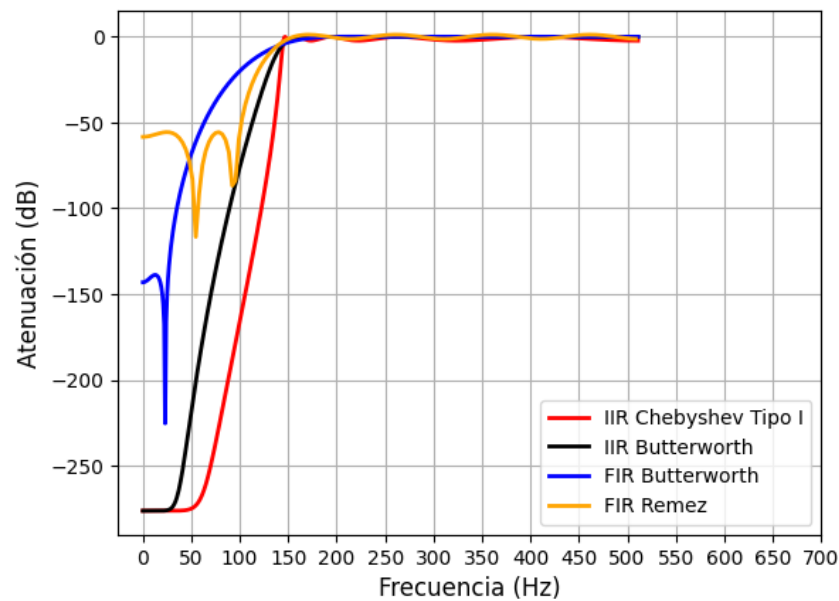
Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.6 Comparativa entre filtros IIR y FIR de orden 20.

a) Señales con convulsión.

Una vez comparados entre sí tanto los filtros FIR y los filtros IIR en términos del conteo de cruces por cero, se realizó la comparación entre los cuatro filtros utilizados en total. La comparación de las Respuestas en Frecuencia se observa en la Figura 39.

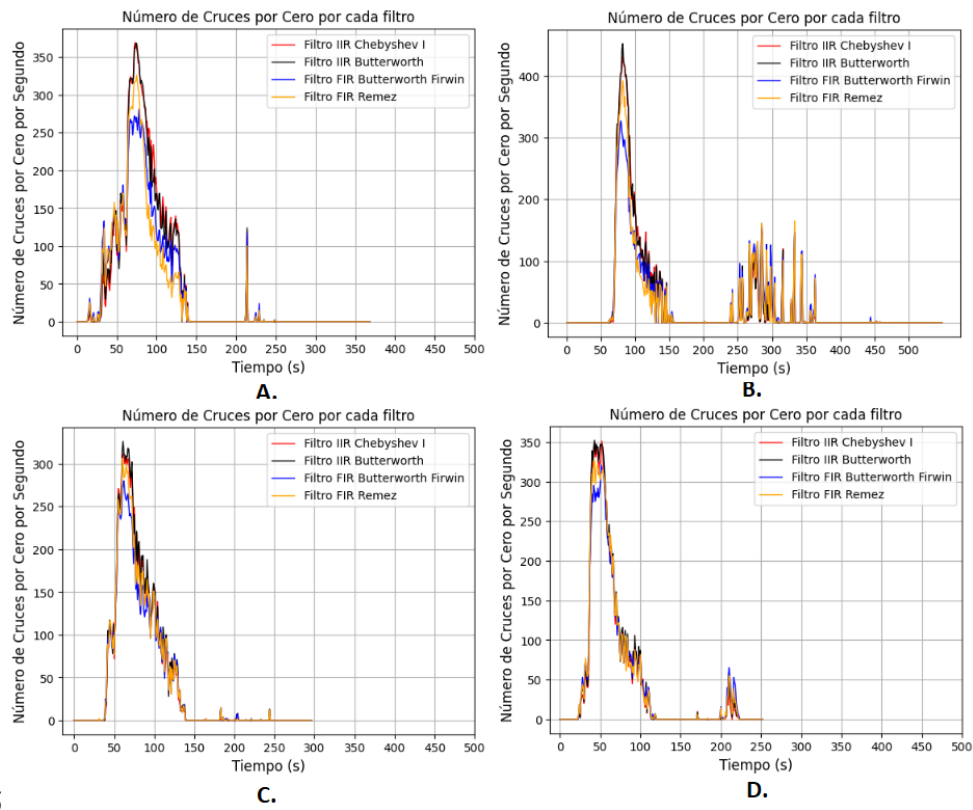
Figura 39 *Respuesta en Frecuencia de los filtros IIR y FIR de orden 20 utilizados*



Fuente: Elaboración propia.

En el conteo de cruces por cero para la señal filtrada con los 4 filtros, para 4 señales diferentes (véase Figura 40), en el tramo de tiempo comprendido entre el pico de subida y bajada (aproximadamente a los 50 segundos y 70 segundos, respectivamente) de la señal, el conteo de cruces por cero fue menor al usar los filtros FIR en comparación con los detectados luego del uso de los filtros IIR. Más específicamente, quien menos cruces por cero detectó en este tramo fue el FIR Butterworth, con una diferencia de aproximadamente 100 cruces durante 10 segundos. En comparación con este último, la diferencia entre los cruces detectados por los IIR y el FIR Remez no es tan pronunciada.

Figura 40 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR y FIR de orden 20*



5

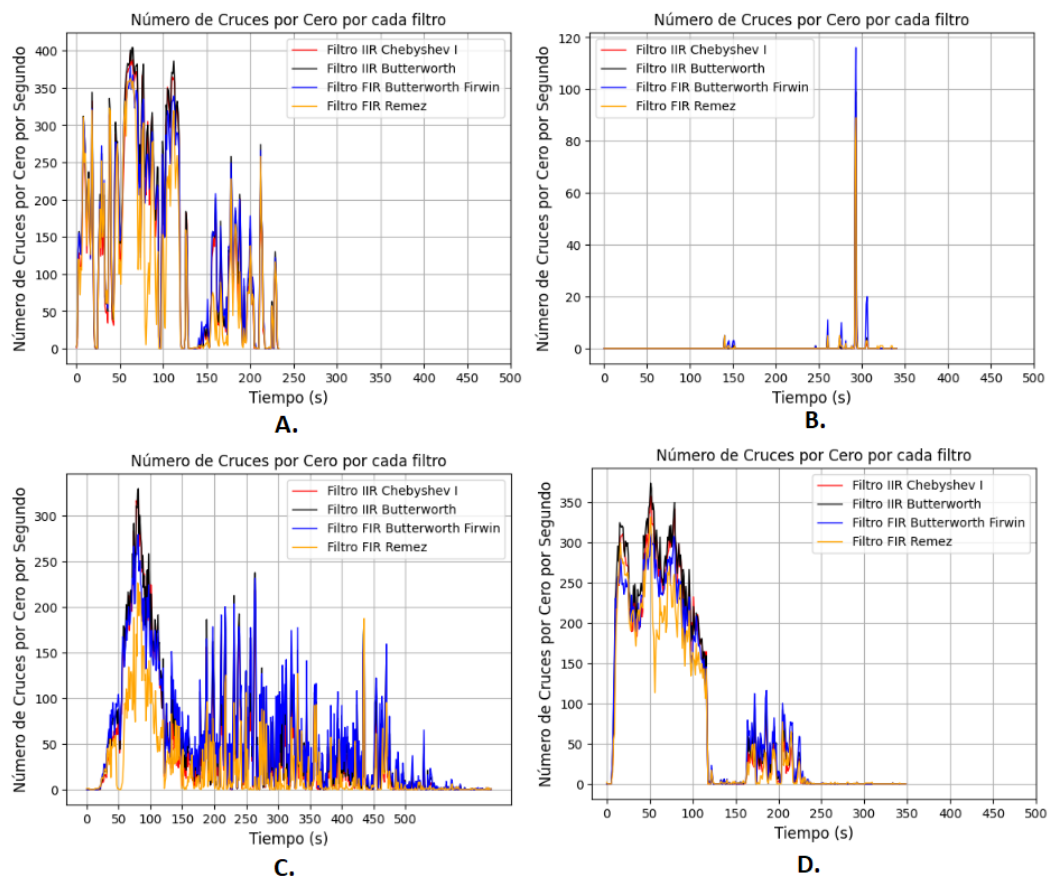
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

b) Señales sin convulsión.

Usando los mismos filtros mencionados en la sección anterior, se realizó la comparación de estos, pero esta vez con señales donde no se presenta convulsión (véase Figura 41). Se puede apreciar que en ninguna de las 4 señales se observa un patrón similar, como en el caso de las señales que presentan convulsión. Asimismo, se presenta bastante desordenada, con aumentos súbitos en los cruces por ceros en diversos tramos de las mismas. Por otro lado, al igual que ocurre con las señales donde se presenta convulsión, los filtros IIR son los que mayor pico de detección de cruces por cero registraron; sin embargo, no se observa el patrón referente a que el filtro FIR Butterworth presentaba picos de detección de cruces por cero menores a los detectados por el filtro FIR Remez.

Figura 41 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo como función del tiempo para 4 señales EMG sin convulsión filtradas con filtros IIR y FIR de orden 20*



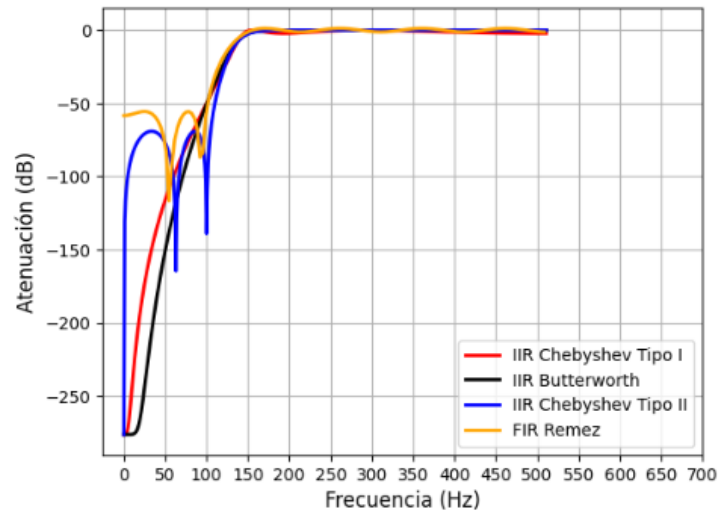
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.7 Comparativa entre filtros IIR con menos coeficientes y filtro FIR de orden 20.

Como se comentó en el apartado 3.3.1, se diseñaron filtros IIR de modo que su morfología fuera lo más similar posible al filtro FIR por Remez de orden 20. Posteriormente, se aplicó cada uno de los filtros a la señal, que se aprecian en la Figura 42, y se comparó la cantidad de cruces por cero detectados.

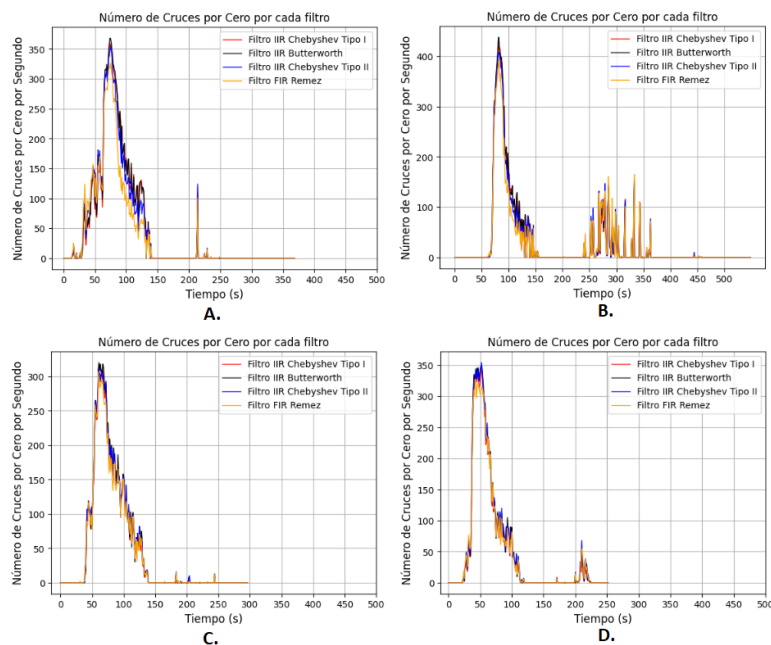
Figura 42 Respuesta en Frecuencia Filtros FIR Remez de orden 20 e IIR con menos coeficientes



Fuente: Elaboración propia.

Los resultados del conteo de cruces por cero para las 4 señales filtradas se aprecian en la Figura 43. Para las 4 señales EMG usando los 4 filtros, el conteo de cruces por cero fue bastante similar. Sin embargo, se observa un conteo menor en el tramo comprendido entre la convulsión y la fase post-ictal.

Figura 43 Comparación número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtros IIR y FIR



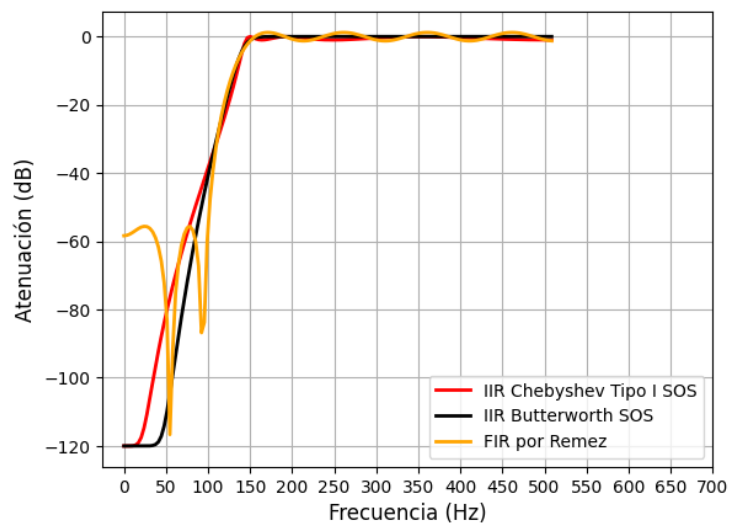
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.8 Comparativa entre filtros IIR de la forma SOS y filtro FIR Remez de orden 20.

Usando la representación de filtros de la forma SOS, se modelaron los filtros IIR Chebyshev Tipo I y Butterworth de forma que su respuesta en frecuencia fuera lo más parecida a la del filtro FIR Remez de orden 20 en forma de función de transferencia, como se observa en la Figura 44.

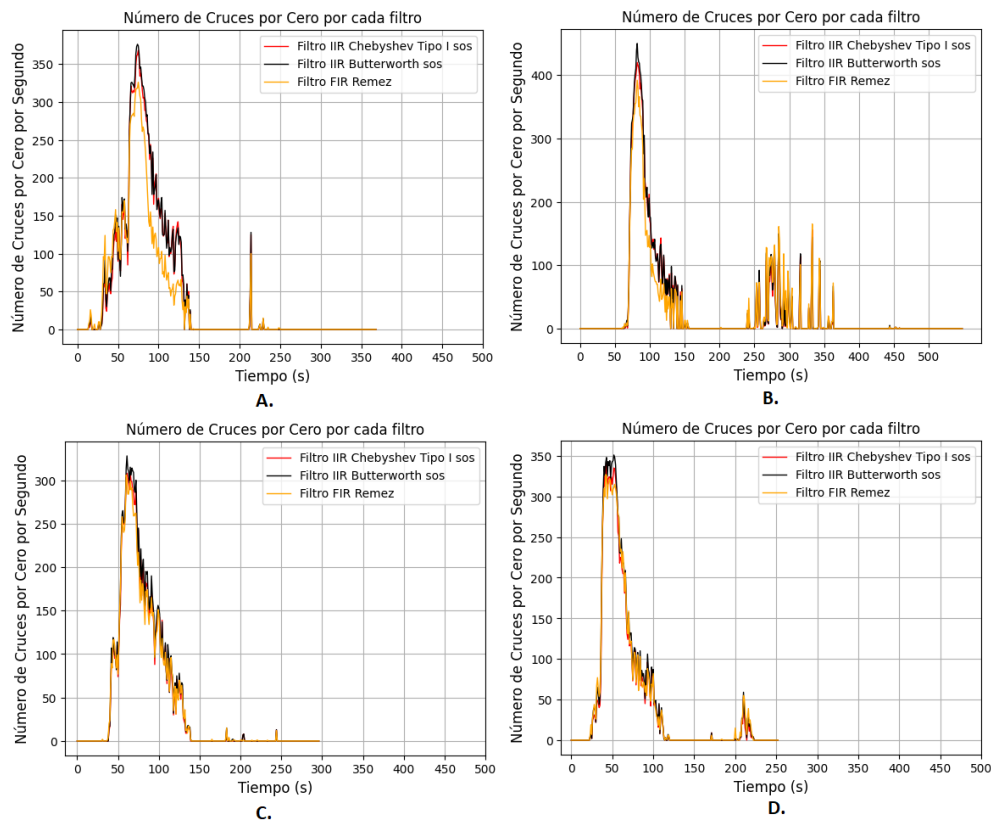
Figura 44 Respuesta en frecuencia filtro FIR Remez, orden 20 y filtros IIR en formato SOS



Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente, fueron aplicados a las 4 señales de convulsión utilizadas (Véase Figura 45). La detección de cruces por cero fue bastante similar para todos los filtros en todo el tramo de la señal. Sin embargo, en la señal A se aprecia que la fase post-ictal cae más rápidamente en la señal filtrada con el filtro FIR Remez, en comparación de los filtros IIR. Asimismo, en todas las señales se aprecia que, en el tramo de la convulsión, el conteo de ceros de la señal filtrada por el filtro FIR Remez fue menor que el detectado por los filtros IIR.

Figura 45 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG con convulsión usando filtro FIR Remez orden 20 y filtros IIR en formato SOS*



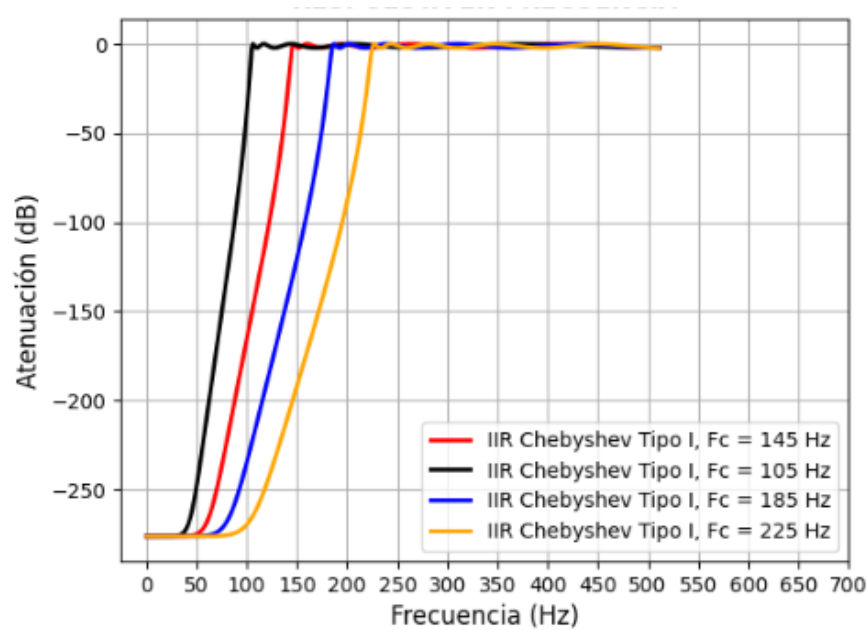
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.9 Comparación filtro Chebyshev tipo 1 de orden 20 con variación de la frecuencia de corte.

Una vez observado el comportamiento de los cruces por eso variando el filtro aplicado a la señal, se seleccionaron cuatro filtros Chebyshev Tipo 1, con una frecuencia de corte de 145 Hz, 105 Hz, 185 Hz y 225 Hz, respectivamente, y fueron aplicados a las 4 señales EMG utilizadas previamente. Esto se puede apreciar en la Figura 46.

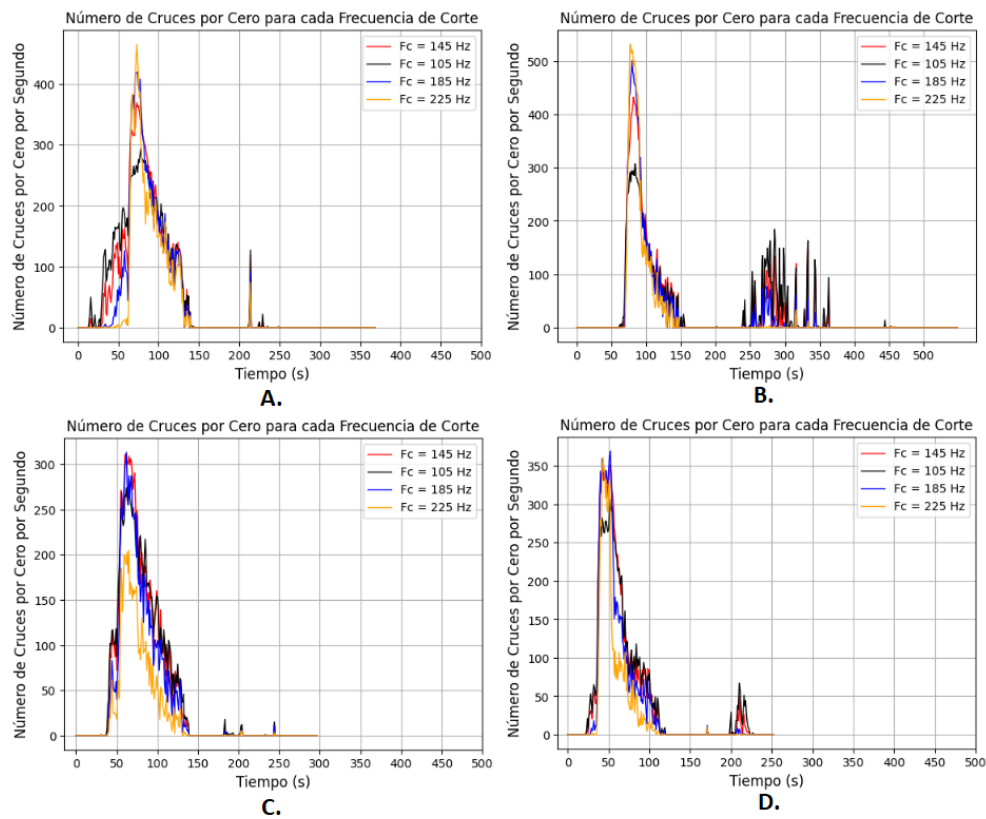
Figura 46 *Respuesta en frecuencia filtros Chebyshev Tipo I con frecuencia de corte variable*



Fuente: Elaboración propia.

El conteo de cruces por cero para la señal filtrada con los filtros Chebyshev Tipo 1 con frecuencia de corte variable, para las 4 señales diferentes (véase Figura 47). En las señales A y B se observa un aumento en el número de cruces por cero, en el rango comprendido entre el pico de subida y el pico de bajada, conforme la frecuencia de corte aumenta. Asimismo, en todas las señales se observa un conteo de cruces por cero menor cuando se usó una frecuencia de corte de 105 Hz, siendo más significativamente en las señales A, B y D. Sin embargo, esto no ocurre con la señal C, donde se observa que la que menos cruces por cero detectó fue el filtro con frecuencia de corte de 225 Hz. Por otro lado, en las señales A, C y D se observa una disminución más rápida en los cruces por cero en el tramo final comprendido entre los picos ya mencionados, mientras que en la señal C no hubo diferencia notoria en este aspecto entre los filtros aplicados.

Figura 47 *Número de cruces por cero en ventanas de 1 segundo para 4 señales EMG de convulsión filtradas con filtro IIR Chebyshev Tipo I variando la frecuencia de corte*



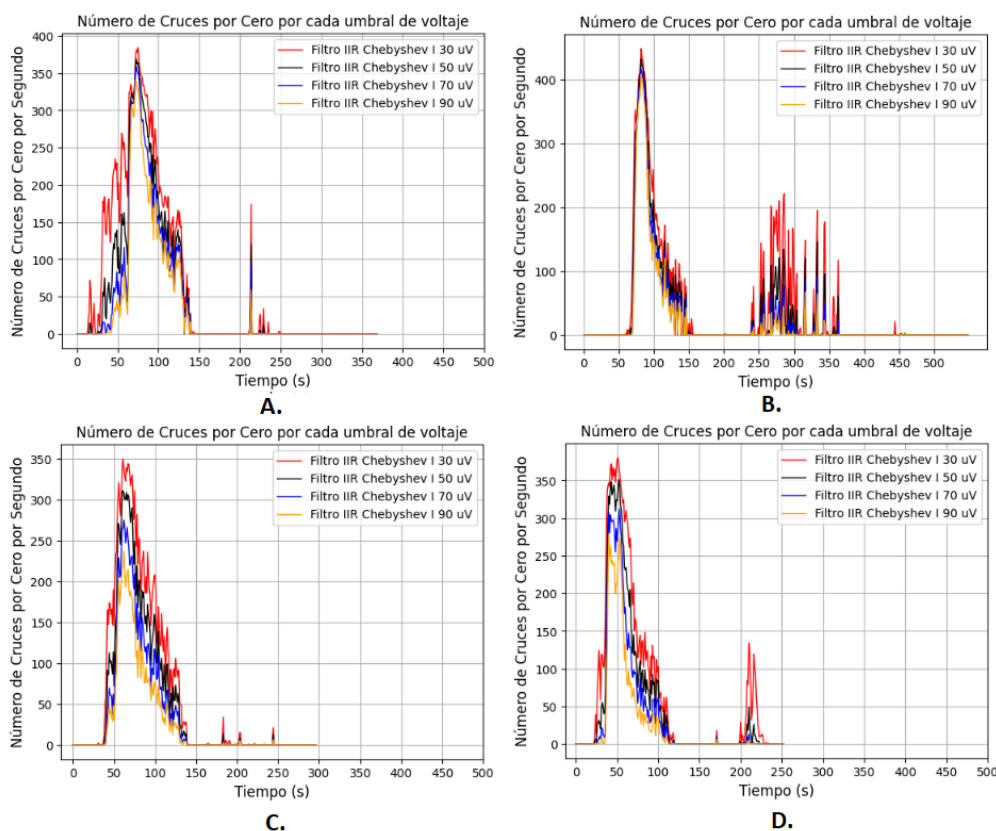
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.10 Comparación con variación de umbral de voltaje para la detección de ceros.

Una vez probados y comparados los filtros en sus diferentes representaciones, se realizaron pruebas con el filtro IIR Chebyshev Tipo I modificando el umbral de voltaje requerido para la detección de cruces por cero. Como se aprecia en la Figura 48, es el filtro con umbral de voltaje de 30 μV quien, en el tramo de la convulsión para las señales A, C y D, más cruces por cero detectó, seguido del umbral de 50 μV , 70 μV y 90 μV , respectivamente. Por otro lado, la morfología de la señal se presenta muy similar en todas las señales para todos los umbrales; sin embargo, se observa que a menor umbral de voltaje, más rápido y pronunciado tiende a ser el inicio de la fase clónica.

Figura 48 *Número de cruces por cero para 4 señales EMG con convulsión filtradas con filtro IIR Chebyshev Tipo I modificando el umbral de voltaje*



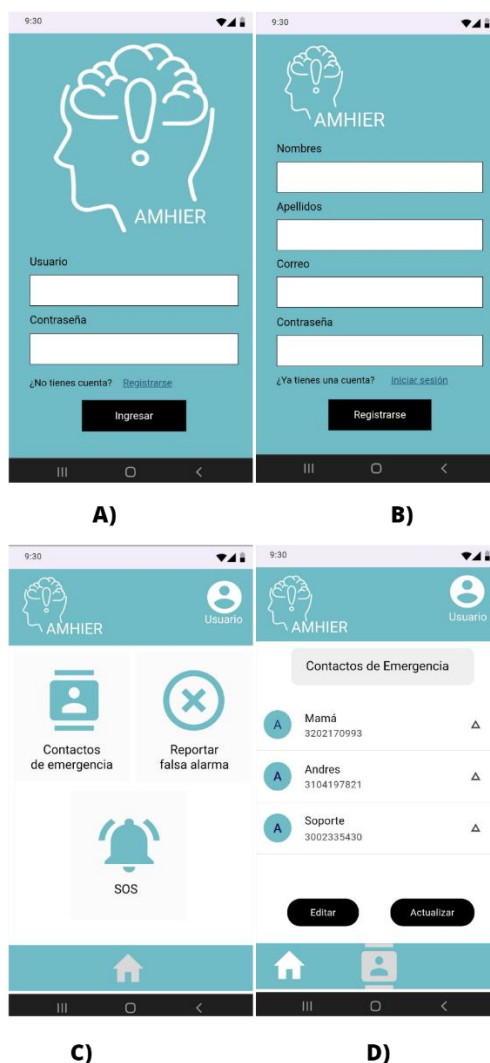
Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Señal 1; B) Señal 2; C) Señal 3; D) Señal 4.

4.1.11 Aplicación móvil.

El entorno de desarrollo usado fue Visual Studio por las extensiones que maneja para aplicaciones móviles, pues permite la programación en diferentes lenguajes y la conexión con otros servicios por lo que puede facilitar la integración del algoritmo de detección a futuro. La aplicación propuesta cuenta con un componente de Frontend encargado del despliegue de la interfaz de usuario con la que el usuario puede interactuar para iniciar de sesión, registrarse y dirigirse a pantalla principal para el acceso a contactos de emergencia, envío de mensaje de alerta con ubicación en tiempo real y falsa alarma a contacto. Debido a que el algoritmo no fue integrado a la aplicación y con el fin proporcionar una aproximación a lo que sería la notificación al contacto asignado, se añadió botón “SOS” para activar manualmente el envío de mensaje de alerta con ubicación GPS y otro para notificar en caso dado, una falsa alarma (ver figura 49).

Figura 49 *Interfaz de la aplicación*



Fuente: Elaboración propia.

Nota. A) Pantalla de inicio de sesión; B) Pantalla de registro de usuario; C) Pantalla principal – Home; D) Pantalla de Contactos de emergencia.

Con la respuesta exitosa por parte del servidor se genera de forma automática el envío del mensaje de texto al contacto de emergencia asignado (véase Figura 50), donde se evidenció el mensaje solicitando ayuda y el enlace de la ubicación GPS, aproximada, del usuario; al igual que para el caso donde se activó el mensaje de falsa alarma.

Figura 50 Comprobación de recepción de mensaje de texto por parte de contacto asignado



Fuente: Elaboración propia

4.2 Análisis e interpretación de los resultados

Al comparar los filtros IIR y FIR en términos de su respuesta en frecuencia y el número de coeficientes necesarios para su diseño, los resultados revelaron que los filtros IIR en forma de coeficientes lograron una respuesta en frecuencia similar al filtro FIR Remez de orden 20. Sin embargo, lo más destacado es que los filtros IIR lograron esta similitud utilizando una cantidad significativamente menor de coeficientes en comparación con el filtro FIR.

En la Tabla 7 se observa que, específicamente, se consiguió una reducción notable en el número de coeficientes para los filtros IIR. El filtro Butterworth IIR presentó una reducción del 33.3%, mientras que los filtros Chebyshev Tipo 1 y Chebyshev Tipo 2 tuvieron una reducción del 61.9% y 52.4%, respectivamente, en comparación con el filtro FIR de orden 20 por Equiripple.

Tabla 7 Número de coeficientes obtenidos para cada filtro igualando la morfología del filtro FIR por Remez.

Filtro	Número de Coeficientes
--------	------------------------

FIR por Equiripple	21
IIR Chebyshev Tipo 1	8
IIR Chebyshev Tipo 2	10
IIR Butterworth	14

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a los filtros IIR en forma de cascada de secciones de segundo orden (SOS), estos demostraron una reducción aún mayor en el número de coeficientes en comparación con el filtro FIR por Función de Transferencia. Los filtros IIR Chebyshev Tipo 1 y Chebyshev Tipo 2 mostraron una reducción del 85.7%, mientras que el filtro Butterworth IIR presentó una reducción del 71.4%, como se aprecia en la Tabla 8. Esta reducción drástica en los coeficientes permite una solución más eficiente y menos demandante en términos de recursos computacionales, lo cual es especialmente beneficioso en aplicaciones que requieren un procesamiento en tiempo real de grandes volúmenes de datos. Asimismo, esta reducción tiene implicaciones importantes en términos de hardware, como un menor consumo de energía en sistemas embebidos. Al requerir menos coeficientes, el algoritmo implementado en un sistema embebido puede ahorrar batería y prolongar la duración de la misma, lo cual es especialmente valioso en dispositivos portátiles o de bajo consumo energético.

Tabla 8 *Número de coeficientes obtenidos para cada filtro, representando los filtros IIR de forma SOS y el FIR en forma de Función de Transferencia*

Filtro	Número de Coeficientes
FIR por Equiripple	21
IIR Chebyshev Tipo 1	3
IIR Chebyshev Tipo 2	3
IIR Butterworth	6

Fuente: Elaboración propia.

4.2.1 Relación entre el conteo de cruces por cero y el filtro utilizado.

Con respecto a los filtros FIR, en la Figura 34 se aprecia una reducción en el conteo de cruces por cero en la convulsión (comprendida entre el pico de subida y bajada, respectivamente) en las 4 señales EMG utilizadas cuando se les fue aplicado el filtro Butterworth, en comparación con los detectados por las señales filtradas con el tipo Remez. Por otro lado, cuando fueron comparados los cruces por cero detectados luego de ser filtrados con filtros IIR que tuvieran la misma morfología que el filtro Remez de orden 20, los filtros IIR presentaron entre sí un conteo similar en todo el tramo de la señal, mientras que el Remez presentó una detección menor en el tramo de la convulsión, específicamente. En comparación, este tuvo un conteo similar al filtro IIR Butterworth, pero sin llegar a superarlo, lo cual se puede relacionar a su vasta similitud en términos de Respuesta en Frecuencia. Sin embargo, resalta que el filtro IIR Butterworth presenta un poco más de atenuación en la banda de rechazo y un ancho de banda menor que el filtro Remez. Así, pues, se observa que los filtros IIR logran un conteo de cruces por cero bastante similar al detectado por el FIR Remez, pero requiriendo menos coeficientes para su diseño. De igual forma, al ser comparado el filtro Remez de orden 20 con el IIR Chebyshev Tipo I y el IIR Butterworth en formato SOS, el comportamiento en cuestión fue igual que cuando se comparó con los filtros IIR por morfología en formato de función de transferencia, presentando menos detección de cruces en el tramo de la convulsión, pero con una diferencia menos pronunciada, lo cual se puede explicar por el hecho de que sus respuestas en frecuencia fueron básicamente las mismas en términos de ancho de banda (incluso siendo en el FIR Remez un poco más angosta), pero con una atenuación más pronunciada en la banda de rechazo por parte de los filtros IIR.

4.2.2 Relación entre el conteo de cruces por cero y el umbral de voltaje establecido

Al observar la Figura 46, se puede notar que el filtro con un umbral de voltaje de 30 uV mostró la detección más alta de cruces por cero durante el tramo de convulsión en las señales A, C y D. Le siguieron los umbrales de 50 uV, 70 uV y 90 uV, respectivamente. Por otro lado, al examinar la morfología de la señal, se observó una similitud notable en todas las señales para todos los umbrales de voltaje. Sin embargo, se evidenció que a medida que el umbral de voltaje disminuía, el inicio de la fase clónica se volvía más rápido y pronunciado. Estos resultados revelan que un umbral de voltaje de 30 uV en el filtro IIR Chebyshev Tipo I fue capaz de detectar un mayor número de cruces por cero durante el tramo de convulsión en las señales A,

C y D. Esto sugiere una mayor sensibilidad en la detección de eventos relevantes. Además, se observó una relación entre el umbral de voltaje y la morfología de la señal, donde valores más bajos de umbral resultaron en un inicio más rápido y prominente de la fase clónica.

4.3 Conclusiones y recomendaciones

En este estudio, se implementó un algoritmo computacional para la detección en tiempo real de crisis epilépticas tónico-clónicas utilizando señales de EMG de superficie. Se exploraron diferentes enfoques de filtrado y detección, analizando la efectividad de los filtros FIR y IIR, así como la influencia del ancho de banda y el umbral de voltaje en la detección de cruces por cero. Los resultados de la investigación fueron:

La detección de cruces por cero en la señal filtrada presenta resultados similares tanto con filtros FIR de orden 20 como con filtros IIR diseñados con menos coeficientes. Esto indica que es posible lograr una detección efectiva de cruces por cero utilizando filtros IIR más eficientes en términos de recursos computacionales.

Se observa que a medida que se aumenta el ancho de banda del filtro y se reduce la atenuación en la banda de rechazo, manteniendo la misma frecuencia de corte, se reducen las detecciones de cruces por cero en la señal filtrada en el tramo de tiempo donde se presenta la convulsión, pero se mantiene sin diferencias notorias en el tramo restante de la señal. Esto implica que un filtro con un ancho de banda más amplio tiende a suavizar la señal, disminuyendo así la cantidad de cruces por cero detectados en la convulsión.

Bajo la metodología de filtrado y detección de cruces por cero para determinar la presencia de convulsión, la determinación del umbral de voltaje utilizado en la detección de cruces por cero tiene una relación inversamente proporcional con la cantidad de cruces por cero detectados. Esto significa que, al disminuir el umbral de voltaje, se incrementa la sensibilidad en la detección, lo que a su vez resulta en un mayor número de cruces por cero detectados.

El uso de filtros IIR con fase lineal y estables asegura la preservación de la forma de onda original de la señal y sus características, evitando distorsiones, picos y fluctuaciones no deseadas en la señal filtrada, lo cual se traduce en un aumento en la exactitud en la detección de cruces por cero característicos de una convulsión, reduciendo de manera significativa las falsas alarmas. Por otro lado, su eficiencia en términos computacionales permitiría una implementación eficiente en tiempo real, optimizando el uso de recursos tales como el uso de batería en un sistema embebido portátil. En conjunto, el uso de filtros IIR con fase lineal y

estables proporciona una base sólida para una investigación precisa, confiable y eficiente en la detección de convulsiones en tiempo real.

La aplicación móvil desarrollada presenta en su diseño una interfaz intuitiva y fácil de usar, y ofrece la funcionalidad de notificar a través de mensajes de texto con información de localización GPS del usuario a un contacto designado, lo cual permitirá una atención oportuna y eficiente cuando sea integrada con el algoritmo computacional de detección, llegando a ser una herramienta efectiva para la detección y notificación de las crisis epilépticas tónico-clónicas en tiempo real.

Como trabajo futuro, se plantea la implementación del algoritmo computacional en hardware para así evaluar tanto su rendimiento en tiempo real como su consumo energético. Esta etapa permitirá obtener resultados más precisos sobre el desempeño del algoritmo en un entorno práctico, especialmente en dispositivos de bajo costo y consumo. La evaluación del consumo energético es fundamental para optimizar el algoritmo y garantizar su eficiencia en términos de recursos, lo que facilitará su implementación en dispositivos portátiles con limitaciones energéticas. Con esto se buscará validar la viabilidad y escalabilidad del algoritmo en un contexto real, brindando información valiosa para futuros avances en la detección de crisis epilépticas y su aplicación clínica. Asimismo, se plantea la implementación de la aplicación móvil propuesta, incluyendo la funcionalidad de notificación de convulsiones mediante mensajes de texto con ubicación GPS. Esta integración con el hardware y la aplicación móvil fortalecerá la solución propuesta, mejorando la atención oportuna a los pacientes y sentando las bases para futuras mejoras y ampliaciones en el campo de la detección y atención de las convulsiones.

Capítulo V: Referencias

- Acosta Espinoza, J. L., León Yacelga, A. R., & Sanafria Michilena, W. (2022). *Las aplicaciones móviles y su impacto en la sociedad*.
- Adel, T., & Stashuk, D. (2013). Clinical Quantitative Electromyography. In H. Turker (Ed.), *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/56033>
- Arbune, A. A., Conradsen, I., Cardenas, D. P., Whitmire, L. E., Voyles, S. R., Wolf, P., Lhatoo, S., Ryvlin, P., & Beniczky, S. (2020). Ictal quantitative surface electromyography correlates with postictal EEG suppression (dataset), Dryad. <https://doi.org/https://doi.org/10.5061/dryad.14004q5>
- Arbune, A. A., Jeppesen, J., Conradsen, I., Ryvlin, P., & Beniczky, S. (2020). Peri-ictal heart rate variability parameters as surrogate markers of seizure severity. *Epilepsia*, 61(S1). <https://doi.org/10.1111/epi.16491>
- Azcona, L. (2009). El electrocardiograma. In A. López Farré & M. Macaya (Eds.), *Libro de la salud cardiovascular del Hospital clínico San Carlos y la Fundación BBVA* (Editorial Nerea, pp. 49–56). Editorial Nerea. https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap4.pdf
- Baumgartner, C., Whitmire, L. E., Voyles, S. R., & Cardenas, D. P. (2021). Using sEMG to identify seizure semiology of motor seizures. *Seizure*, 86, 52–59. <https://doi.org/10.1016/j.seizure.2020.11.013>
- Bell, W. L., Walczak, T. S., Shin, C., & Radtke, R. A. (1997). Painful generalised clonic and tonic-clonic seizures with retained consciousness. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 63(6), 792–795. <https://doi.org/10.1136/JNNP.63.6.792>
- Blumenfeld, H., Varghese, G. I., Purcaro, M. J., Motelow, J. E., Enev, M., McNally, K. A., Levin, A. R., Hirsch, L. J., Tikofsky, R., Zubal, I. G., Paige, A. L., & Spencer, S. S. (2009). Cortical and subcortical networks in human secondarily generalized tonicclonic seizures. *Brain*, 132(4), 999–1012. <https://doi.org/10.1093/BRAIN/AWP028>
- Cervantes, H., Velasco, P., & Castro, L. (2016). *Arquitectura de software, Conceptos y ciclo de desarrollo*. Cengage Learning. <https://www.researchgate.net/profile/Perla-Velasco>

Elizondo/publication/281137715_Arquitectura_de_Software_Conceptos_y_Ciclo_de_Desarrollo/links/57144e1408aeebe07c0641ab/Arquitectura-de-Software-Conceptos-y-Ciclo-de-Desarrollo.pdf

- Chen, Wai.-K. (2009). *Passive, Active, and Digital Filters, 3rd Edition (The Circuits and Filters Handbook)* (Wai.-K. Chen, Ed.; CRC Press).
<https://doi.org/https://doi.org/10.1201/9781315219141>
- Conradsen, I., Beniczky, S., Hoppe, K., Wolf, P., & Sorensen, H. B. D. (2012). Automated algorithm for generalized tonic-clonic epileptic seizure onset detection based on sEMG zero-crossing rate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(2), 579–585.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2178094>
- Fisher, R. S., Boas, W. van E., Blume, W., Elger, C., Genton, P., Lee, P., & Engel, J. (2005). Epileptic Seizures and Epilepsy: Definitions Proposed by the International League Against Epilepsy (ILAE) and the International Bureau for Epilepsy (IBE). *Epilepsia*, 46(4), 470–472. <https://doi.org/10.1111/j.0013-9580.2005.66104.x>
- Fisher, R. S., van Emde Boas, W., Blume, W., Elger, C., Genton, P., Lee, P., & Engel, J. (2005). Epileptic Seizures and Epilepsy: Definitions Proposed by the International League Against Epilepsy (ILAE) and the International Bureau for Epilepsy (IBE). *Epilepsia*, 46(4), 470–472. <https://doi.org/10.1111/J.0013-9580.2005.66104.X>
- Fuertes de Gilbert Rivera, B., López Gutiérrez, R., & Gil Gregorio, P. (2006). Epilepsia. In *Tratado de Geriatria para residentes* (pp. 498–530). International Marketing & Communication.
http://ibdigital.uib.es/greenstone/collect/portal_social/index/assoc/segg0022.dir/segg0022.pdf
- Fürbass, F., Kampusch, S., Kaniusas, E., Koren, J., Pirker, S., Hopfengärtner, R., Stefan, H., Kluge, T., & Baumgartner, C. (2017). Automatic multimodal detection for long-term seizure documentation in epilepsy. *Clinical Neurophysiology*, 128.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.05.013>
- Iqbal, F. N. (2023). *A Brief Introduction to Application Programming Interface (API)*.
https://www.researchgate.net/publication/369901405_A_Brief_Introduction_to_Application_Programming_Interface_API

- Marqués, M. (2011). *Bases de datos* (1ra Edición). Universitat Jaume. <https://bdigital.uvhm.edu.mx/wp-content/uploads/2020/05/Bases-de-Datos.pdf>
- Ministerio de Salud y Protección Social. (2017, February 17). *Epilepsia: mucho más que convulsiones*. <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Epilepsia-mucho-mas-que-convulsiones.aspx>
- Ministerio de Salud y Protección Social. (2021, August 21). *25 por ciento de los casos de epilepsia son prevenibles*. <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/25-por-ciento-de-los-casos-de-epilepsia-son-prevenibles.aspx>
- Munch Nielsen, J., Zibrandtsen, I. C., Masulli, P., Lykke Sørensen, T., Andersen, T. S., & Wesenberg Kjær, T. (2022). Towards a wearable multi-modal seizure detection system in epilepsy: A pilot study. *Clinical Neurophysiology*, 136, 40–48. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2022.01.005>
- Myers, M. H., Threatt, M., Solies, K. M., McFerrin, B. M., Hopf, L. B., Birdwell, J. D., & Sillay, K. A. (2016). Ambulatory Seizure Monitoring: From Concept to Prototype Device. *Annals of Neurosciences*, 23(2), 100–111. <https://doi.org/10.1159/000443567>
- Newcastle University. (n.d.-a). *Chapter 3: Introduction to digital filters*. Staff Publishing Service.
- Newcastle University. (n.d.-b). *Chapter 5: Design IIR filters*. Staff Publishing Service.
- Novoseltseva, E. (2021, June). *5 principales patrones de Arquitectura de Software*. Apiumhub. <https://apiumhub.com/es/tech-blog-barcelona/principales-patrones-arquitectura-software>
- Olokodana, I. L., Mohanty, S. P., Kougianos, E., & Olokodana, O. O. (2020). Real-Time Automatic Seizure Detection Using Ordinary Kriging Method in an Edge-IoMT Computing Paradigm. *SN Computer Science*, 1(5), 258. <https://doi.org/10.1007/s42979-020-00272-2>
- Organización Panamericana de la Salud. (n.d.). *Epilepsia - OPS/OMS*. Retrieved July 9, 2021, from <https://www.paho.org/es/temas/epilepsia>
- Palacios Sánchez, L. (1999). EPILEPSIA. *Revista Colombiana de Psiquiatría*, 28(2), 146–156. <http://www.scielo.org.co/pdf/rcp/v28n2/v28n2a07.pdf>

- Reaz, M., Hussain, M., & Mohd-Yasin, F. (2006). *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*.
- Rowell, D. (2008). Signal Processing: Continuous and Discrete. In *Signal Processing: Continuous and Discrete* (pp. 1–30). Massachusetts Institute of Technology. <http://ocw.mit.edu>
- Saladin, K. S. (2013). *Anatomía y fisiología la unidad entre forma y función* (McGraw Hill). McGraw Hill Education.
- Torse, D. A., Khanai, R., Pai, K., & Iyer, S. (2022). Hardware Implementation of Automated Seizure Detection System using EEG Signals and Edge Computing. *2022 6th International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI)*, 472–477. <https://doi.org/10.1109/ICOEI53556.2022.9776805>
- Torse, D., Desai, V., & Khanai, R. (2020). An optimized design of seizure detection system using joint feature extraction of multichannel EEG signals. *The Journal of Biomedical Research*, 34(3), 191. <https://doi.org/10.7555/JBR.33.20190019>
- Ulate-Campos, A., Coughlin, F., Gaínza-Lein, M., Fernández, I. S., Pearl, P. L., & Loddenkemper, T. (2016). Automated seizure detection systems and their effectiveness for each type of seizure. *Seizure*, 40, 88–101. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.seizure.2016.06.008>
- University of NewCastle Upon Tyne. (2001). Chapter 5 Design of IIR Filters. In *Digital signal processing*.
- Van der Voordt, T., & Wegen, H. B. R. (2005). *Architecture in use: an introduction to the programming, design and evaluation of buildings*.
- Vidal-Mayo, J. de J. (2018). Primera crisis epiléptica en pacientes adultos. *Medicina Interna de México*, 34(5), 746–761. <https://doi.org/https://doi.org/10.24245/mim.v34i5.2039>
- Weckesser, W. (2016). Signal Processing with SciPy: Linear Filters. *PyData*, 1–15. <https://github.com/pydata/pydata-cookbook/>.
- Yadav, B., Rana, S., Yadav, N., & Bansal, P. (2016). Comparison of IIR filter and FIR filter and their types. *International Journal of Electrical and Electronics Engineers*, 8(02), 356–361.

Zijlmans, M., Flanagan, D., & Gotman, J. (2002). Heart Rate Changes and ECG Abnormalities During Epileptic Seizures: Prevalence and Definition of an Objective Clinical Sign. *Epilepsia*, 43(8), 847–854. <https://doi.org/https://doi.org/10.1046/j.1528-1157.2002.37801.x>

Anexo A. Diseño de Filtros IIR y FIIR

```
#FILTRO FIR REMEZ
```

```
fs = 1024
```

```
numtaps = 21
```

```
cutoff = 150
```

```
trans_width = 50
```

```
taps = signal.remez(numtaps, [0, cutoff - trans_width, cutoff, 0.5*fs], [0, 1], fs=fs)
```

```
print('El orden del filtro FIR es:', numtaps)
```

```
#Filtro Chebyshev2
```

```
N = 5
```

```
rs = 30
```

```
fc = 105
```

```
b_iir, a_iir = signal.cheby2(N, rs, fc, 'hp', fs=1024, output='ba')
```

```
print("El orden del filtro Chebyshev Tipo2 es:", max(len(b_iir), len(a_iir)) - 1)
```

```
#Filtro Chebyshev1
```

```
N2 = 4 # Orden del filtro
```

```
rp2 = 1 # Máxima ganancia permitida en la banda de paso en dB
```

```
fc2 = 145 # Frecuencia de corte en Hz
```

```
fs2 = 1024 # Frecuencia de muestreo en Hz
```

```
b_iir3, a_iir3 = signal.cheby1(N2, rp2, fc2, 'hp', analog=False, output='ba', fs=fs)
```

```
print("El orden del filtro Chebyshev Tipo1 es:", max(len(b_iir3), len(a_iir3)) - 1)
```

```
# Filtro Butterworth
```

```
fs = 1024
```

```
fc = 150
```

```
wp = fc / (fs / 2)
```

```
ws = wp / 1.25 # choose stopband to be 20% below the passband
```

```
Rp = 1.1 # passband ripple (dB)
```

```
Rs = 10 # stopband attenuation (dB)
```

```
# Design filter
```

```
b_iir2, a_iir2 = signal.iirdesign(wp, ws, Rp, Rs, analog=False, ftype='butter')
```

```
print("El orden del filtro Butterworth es:", max(len(b_iir2), len(a_iir2)) - 1)
```

```
print('\n')
```

```
#Respuesta en Frecuencia
```

```
w_fir, h_fir = signal.freqz(taps, [1], worN=150, fs=fs)
```

```
h_fir = 20*np.log(abs(h_fir)+0.000001)
```

```
w_iir, h_iir = signal.freqz(b_iir, a_iir)
```

```
h_iir = 20*np.log(abs(h_iir)+0.000001)
```

```
w_iir2, h_iir2 = signal.freqz(b_iir2, a_iir2)
```

```
h_iir2 = 20*np.log(abs(h_iir2)+0.000001)
```

```
w_iir3, h_iir3 = signal.freqz(b_iir3, a_iir3)

h_iir3 = 20*np.log(abs(h_iir3)+0.000001)
```

Anexo B. Diseño de Ventana y Detector de Cruces por Cero

Parámetros de la señal

muestras_por_segundo = 1024 # Frecuencia de muestreo

Parámetros de la ventana

longitud_ventana = int(muestras_por_segundo) # 1 segundo

solapamiento = int(longitud_ventana * 0.75) # 75% de solapamiento

Detectar los cruces por cero utilizando el método de ventana con histéresis

vol_t = 50e-6 # Umbral de voltaje para el cruce por cero

ventanas = np.array([senal[i:i+longitud_ventana]

for i in range(0, len(senal) - longitud_ventana + 1, solapamiento)])

cruces_por_cero = []

for ventana in ventanas:

state = True

cruces = 0

for i in range(1, len(ventana)):

if state and ventana[i-1] > -vol_t and ventana[i] < -vol_t:

Cruce positivo por cero

cruces += 1

state = False

```
if not state and ventana[i-1] < vol_t and ventana[i] > vol_t:  
  
    # Cruce negativo por cero  
  
    cruces += 1  
  
    state = True  
  
cruces_por_cero.append(cruces)
```

Anexo C. Detección de Crisis de Epilepsia

Detección de Epilepsia

umbral_cruces = 319

ventanas_consecutivas = 3

deteccion_epilepsia = False

if len(cruces_por_cero) >= ventanas_consecutivas:

for i in range(len(cruces_por_cero) - ventanas_consecutivas + 1):

if all(cruces_por_cero[j] > umbral_cruces for j in range(i, i +
ventanas_consecutivas)):

deteccion_epilepsia = True

break