

**Sistema de Entrenamiento para Prótesis Mioeléctrica de Antebrazo Mediante un
Videojuego Controlado por EMG**

Rodrigo José Cauich Ayala

Ingeniería Biomédica, Universidad Modelo Campus Mérida

Proyectos VII

Lic. Anna Carolina Taboada Peniche

19 de mayo del 2025

ÍNDICE

Resumen.....	1
Capítulo 1. Introducción	2
Antecedentes	2
Planteamiento del problema.....	3
Objetivos	3
Objetivo General.....	3
Objetivos Específicos.....	3
Justificación	4
1.5 Método	4
Investigación y análisis previo:.....	4
Desarrollo del sistema de procesamiento de señales EMG:	5
Creación del videojuego para entrenamiento de prótesis.	5
Validación con usuarios	5
Plan del proyecto.....	6
Esquema general	7
Capítulo 2. Marco teórico	8
Señales de EMG.....	8
Adquisición de una señal de EMG.....	9
Filtros digitales.....	10
Características de los filtros digitales	10
Aplicaciones de los Filtros digitales	11

Funciones Principales	11
Ventajas de los filtros digitales sobre los filtros analógicos	11
Filtros FIR (Finite Impulse Response).....	12
Filtros IRR (Infinite Impulse Response).....	12
Filtros adaptativos.....	13
Prótesis mioeléctrica para extremidades superiores	14
Control de una prótesis mioeléctrica para extremidades superiores	14
Entrenamiento para el uso de una prótesis mioeléctrica para extremidades superiores	15
Capítulo 3. Desarrollo.....	17
Selección de componentes	17
Adquisición de la señal de EMG	17
Configuración de los componentes	17
Adquisición de la señal	21
Procesamiento de la señal	24
Desarrollo del videojuego de rehabilitación	27
Primer videojuego	28
Segundo videojuego.....	29
Tercer videojuego.....	30
Validación con pacientes.....	31
Encuesta para el personal de rehabilitación	32
Encuesta para los pacientes.....	32

Capítulo 4. Resultados	33
Señal de EMG	33
Prueba de funcionamiento del primer videojuego	34
Prueba de funcionamiento del segundo videojuego.....	35
Prueba de funcionamiento del tercer videojuego.....	36
Capítulo 5. Conclusiones	38
Trabajos futuros	39
Referencias.....	41

Resumen

El Sistema de Entrenamiento para Prótesis Mioeléctrica de Antebrazo Mediante un Videojuego Controlado por EMG combina la adquisición de señales electromiografías y videojuegos para facilitar el proceso de entrenamiento de prótesis para antebrazo de pacientes con amputación transradial. El sistema registra y amplifica la señal electromiográfica de las contracciones de los músculos del brazo mediante el microcontrolador Psoc 5, para posteriormente ser filtrada por el mismo microcontrolador mediante filtros digitales tipo IIR cuyos coeficientes son diseñados en el programa Matlab para eliminar el ruido y la señal resultante se envía por medio del puerto de la computadora para controlar un videojuego desarrollado en el motor de videojuegos Unity. Esta aplicación traduce los movimientos musculares del paciente en acciones dentro del juego promoviendo el entrenamiento de prótesis de manera entretenida y motivadora. Finalmente se valida el sistema realizando pruebas en pacientes con diferente tono muscular.

Capítulo 1. Introducción

Se planea mejorar el proceso de entrenamiento para prótesis de brazo en pacientes con amputación transradial mediante el uso de videojuegos controlados por señales de EMG y que pueda ser adaptado a diferentes pacientes con el uso de filtros digitales.

Antecedentes

La utilización de señales EMG para controlar interfaces ha sido explorada en diversos estudios. El proyecto "EMG-Space Shooter" es un ejemplo de ello; en este trabajo, se integró un dispositivo comercial tipo brazalete para la detección de la actividad muscular EMG en la extremidad superior dentro de un entorno de videojuego que fomenta la actividad motora. El dispositivo utilizado fue el sensor MindRove, y se desarrolló un "serious game" con una temática arcade, donde las acciones del juego, como mover una nave o disparar, se comandaban mediante gestos detectados por el sensor. Para el reconocimiento de gestos, se empleó un clasificador tipo Support Vector Machine (SVM) implementado en Python (López, 2023).

Otro antecedente relevante es el trabajo de Pablo Bey Cabrera, quien diseñó e implementó "serious games" para el entrenamiento de prótesis mioeléctricas. En su proyecto, se desarrollaron diversas actividades sencillas cuyo control se basaba en señales EMG del usuario. La estructura de la plataforma fue diseñada de manera modular, permitiendo la inclusión futura de otras actividades o juegos (Bey, 2019).

Estos antecedentes evidencian el potencial de combinar señales EMG con entornos de videojuegos para crear herramientas efectivas en la rehabilitación y entrenamiento de usuarios de prótesis de brazo. La gamificación y la interacción intuitiva que ofrecen estos sistemas pueden mejorar significativamente la experiencia del usuario y los resultados en su proceso de adaptación.

Planteamiento del problema

El entrenamiento para el uso de prótesis de brazo es un proceso prolongado y repetitivo que puede resultar frustrante para los pacientes. A pesar del esfuerzo dedicado a la rehabilitación, muchas personas con amputaciones en extremidades superiores enfrentan dificultades para lograr un control preciso y eficiente de las prótesis mioeléctricas. Estudios indican que aproximadamente el 50% de los usuarios de este tipo de prótesis experimentan problemas significativos en su manejo y funcionalidad (Aszmann, 2017), lo que limita su integración efectiva en la vida diaria.

Ante esta problemática, surge la necesidad de desarrollar un enfoque innovador que facilite el entrenamiento de los usuarios de prótesis mioeléctricas. En este contexto, el uso de videojuegos controlados por señales electromiográficas (EMG) representa una alternativa prometedora, ya que permite una interacción dinámica y en tiempo real, promoviendo el aprendizaje mediante la retroalimentación visual y la gamificación.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un sistema de entrenamiento de prótesis asistido por videojuegos controlado mediante señales de EMG para pacientes con amputación tránsradial.

Objetivos Específicos

- Diseñar un sistema de registro de señales de EMG del brazo del paciente.
- Desarrollar una prótesis virtual que sea controlado con la información
- Crear un videojuego de entrenamiento para prótesis que sea controlado por la información de las señales de EMG.
- Evaluar la funcionalidad del sistema mediante cuestionarios y entrevistas con los usuarios.

Justificación

La entrenamiento eficaz y constante es muy importante para lograr que un paciente logre controlar su prótesis adecuadamente. Los métodos tradicionales pueden ser monótonos y no siempre se adaptan a las necesidades específicas de cada persona, lo que puede llevar a un progreso lento y que resulta complicado para el paciente, además de que a pesar del entrenamiento al menos un 50% de las personas con extremidades superiores ausentes tiene problemas con el control y funcionalidad de una prótesis Mioeléctrica (Aszmann 2017).

El uso de señales EMG permite una monitorización constante de la actividad muscular, lo que facilita la adaptación del entrenamiento a las capacidades actuales del paciente. La integración de filtros digitales puede proporcionar un sistema de entrenamiento y personalizado que permiten maximizar la efectividad del sistema.

El enfoque basado en videojuegos agrega un componente motivador que puede aumentar la participación y el compromiso del paciente en su proceso de entrenamiento. Este sistema tiene el potencial de ofrecer una experiencia de entrenamiento más interactiva, personalizada y eficaz, lo que puede resultar en un proceso más completo y rápido.

1.5 Método

El desarrollo del proyecto se divide en varias etapas:

Investigación y análisis previo:

En esta etapa preliminar del proyecto, se realiza una investigación de las tecnologías disponibles, tanto en hardware como en software, para la adquisición, procesamiento y análisis de señales electromiografías.

Se examinan componentes que ofrezcan una precisión adecuada en la captura de datos musculares, y se investigan motores de videojuegos como Unity para la implementación de entornos interactivos y desarrollo del videojuego. Además, se investigan herramientas de software como MATLAB para el diseño de filtros digitales.

Desarrollo del sistema de procesamiento de señales EMG:

En la etapa de desarrollo del sistema de procesamiento de señales EMG, se utilizó un microcontrolador configurado para capturar las señales EMG generadas por los músculos del brazo, se utilizó un sistema basado en un PSoC5 con su ADC Delta Sigma, que permitió una adquisición de la actividad muscular adecuada para la aplicación de este proyecto.

Para mejorar la calidad de las señales, se aplicaron filtros digitales desde el mismo controlador para eliminar los componentes de ruido que podrían comprometer el análisis de los datos. Se utilizan filtros como el filtro rechaza bandas (notch) para suprimir la interferencia de la corriente alterna (normalmente a 50/60 Hz) y otros artefactos.

Una vez que las señales EMG son amplificadas y acondicionadas en el circuito, se transmiten a una computadora mediante un puerto USB o una interfaz serial.

Creación del videojuego para entrenamiento de prótesis.

En el desarrollo del videojuego de rehabilitación, se diseñó y programó un entorno interactivo que utiliza las señales EMG para controlar el juego en tiempo real, de modo que el paciente pueda realizar movimientos que correspondan a contracciones musculares que se traducen en acciones dentro del juego.

Validación con usuarios

En esta etapa, se ejecutaron pruebas de usabilidad con usuarios, quienes interactuarán con el sistema para validar su capacidad de registrar señales de electromiografía (EMG) con precisión y que el sistema las use correctamente para su funcionamiento. Además, se aplicó una encuesta al finalizar la prueba para evaluar la experiencia del usuario, incluyendo preguntas con escalas Likert (ej: 1-5) sobre facilidad de uso, comodidad y claridad de la interfaz, junto con espacios para comentarios cualitativos.

Plan del proyecto

Etapa	Objetivo por cumplir	Fecha límite
Investigación y análisis preliminar	Revisión bibliográfica sobre el uso de señales de EMG.	15/10/2024
	Estudio de tecnologías existentes para la adquisición de señales EMG (sensores, microcontroladores, componentes).	20/10/2024
	Investigación sobre motores de videojuegos.	25/10/2024
Desarrollo del sistema de captura de señales EMG	Configuración del microcontrolador para adquirir las señales y enviarlas a través del puerto serial.	31/10/2024
	Implementación de filtros digitales para limpiar las señales de EMG.	30/11/2024
	Validación del sistema de captura con pruebas en entornos controlados.	30/12/2024
Creación del videojuego de entrenamiento	Diseño de la prótesis virtual y del videojuego interactivo.	01/04/2024
	Programación de la interacción del juego con las señales de EMG	30/04/2024
	Pruebas iniciales del videojuego	10/05/2025
Pruebas y validación del sistema	Evaluación del rendimiento del sistema en la captura de señales EMG y el funcionamiento del videojuego en pacientes.	01/06/2025

Esquema general

Esta tesis comienza por el capítulo 1, que consiste en una introducción sobre lo que consiste el proyecto, se plantea el problema y se justifica el proyecto, además de que se detalla la metodología que se seguirá para poder desarrollar el sistema de entrenamiento para prótesis y la manera en la que se validará el sistema.

En el capítulo dos de esta tesis se presenta el marco teórico que sustenta el proyecto. Incluye una descripción detallada de las señales electromiográficas (EMG), su adquisición y procesamiento, las propiedades bioeléctricas del tejido muscular, y los principios de filtrado digital utilizados para mejorar la calidad de las señales. También abarca la relación entre el entrenamiento para el uso de una prótesis y el uso de tecnologías interactivas como videojuegos.

Continuando con el capítulo 3, en este se explica el desarrollo del proyecto en el que se detalla el diseño y construcción del sistema de rehabilitación basado en EMG. Se describe la selección de hardware, como el microcontrolador PSoC 5, y su configuración para adquirir y amplificar las señales EMG. También se explica el procesamiento digital de estas señales en desde el mismo controlador, incluyendo la implementación de filtros digitales para reducir el ruido. Adicionalmente, se aborda el desarrollo del videojuego en Unity, el cual utiliza las señales procesadas para controlar acciones dentro del videojuego.

Capítulo 2. Marco teórico

Señales de EMG

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular (Gila, Malanda, Carreño, Navallas).

Los músculos estriados son los efectores de la motilidad voluntaria. Las fibras musculares (FMs) estriadas son células alargadas con bandas claras y oscuras alternantes (estriaciones) debidas a la disposición longitudinal y paralela de las proteínas contráctiles en su interior. La contracción se verifica por el deslizamiento de estas proteínas entre sí. El sistema nervioso central codifica el grado de contracción de las FMs según la frecuencia de impulsos nerviosos de las motoneuronas alfa, cuyos cuerpos se sitúan en las astas anteriores de la médula espinal. Los impulsos nerviosos son potenciales de acción (PAs) de las motoneuronas que se transmiten a las células musculares a lo largo de sus axones, las ramificaciones terminales de éstos y las uniones neuromusculares.

El conjunto que forma una motoneurona alfa y las FMs inervadas por ella se conoce como unidad motora (UM) y constituye la unidad anatómica y funcional del músculo. El número de FMs de la UM varía de unos músculos a otros: desde muy pocas en los músculos oculomotores, que requieren finos ajustes hasta varios centenares en los grandes músculos de las extremidades inferiores

Como en toda célula viva, entre ambos lados de la membrana de las FMs existe una diferencia de potencial eléctrico (potencial de membrana en reposo) de unos 90 mV, siendo el interior de la célula negativo respecto al exterior.

Una propiedad básica de las FMs y de las neuronas es la posibilidad de que el potencial de membrana, en determinadas circunstancias, cambie y se haga momentáneamente

positivo en el interior. Esta inversión del potencial o despolarización se denomina PA y se desencadena por la súbita apertura de los canales de sodio presentes en la membrana, con el consiguiente aumento de la permeabilidad para dicho ión. Los cambios de los flujos iónicos asociados al PA se transmiten a puntos adyacentes de la membrana, conduciéndose a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de entre 3 y 5 m/s. En una contracción voluntaria débil sólo se activa un escaso número de UMs que descargan potenciales de acción a frecuencias bajas (en torno a 5 por segundo). El aumento de la fuerza de contracción implica un aumento progresivo de la frecuencia de descarga y el reclutamiento o activación de más UMs (Guzmán & Méndez, 2018).

Adquisición de una señal de EMG

Se pueden obtener señales Electromiográficas para el estudio del movimiento utilizando electrodos de superficie o intramusculares generalmente por pares (bipolares). La amplitud y anchura de banda de la señal EMG no están determinada únicamente por las fuentes electrofisiológicas y sus distancias hasta los electrodos, sino también por los tipos y tamaños de electrodos utilizados y por el espaciamiento entre electrodos. Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando.

Los electrodos de superficie se utilizan para estudiar la actividad de todo el músculo superficial. El espaciamiento entre electrodos determina el volumen de registro o recepción del tejido, resultando los espaciamientos más pequeños en registros más selectivos. Los electrodos de superficie suelen ser de ranura, con pasta de electrodo llenando la cavidad para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos.

Los electrodos comercializados pueden ser desechables, como los electrodos Electrocardiográficos (ECG), o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro va de 2 a 10 mm para la parte activa del electrodo.

Los electrodos de cloruro de plata-plata (Ag-Ag Cl) con pasta de cloruro se utilizan invariablemente debido a sus propiedades de estabilidad y reducción del ruido

La señal generada por una gran unidad motora tiene una amplitud de 0 volt (en reposo, es decir, cuando no existe contracción muscular) y 250 μ V durante la contracción. Debido a que las señales mioeléctricas son de bajo valor, ruidos o artefactos como el ruido ambiente o en mayor medida el ruido de línea (50Hz – 60Hz) pueden provocar una falsa interpretación de los resultados.

Por lo tanto, el preamplificador de la unidad de procesamiento necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales, sino que también debe discriminar los ruidos o artefactos de manera de visualizar solo actividad Electromiográfica (Cano).

Filtros digitales

Un filtro digital es una herramienta esencial utilizada en el procesamiento de señales biológicas. Estos filtros se emplean para reducir el ruido y mejorar la calidad de las señales captadas de sistemas biológicos, como el corazón o el cerebro, permitiendo así un análisis más preciso y confiable.

Características de los filtros digitales

Reducción de Ruido: Una de las funciones principales del filtro es eliminar el ruido externo para mantener la pureza de la señal biológica.

Rango de Frecuencia: Los filtros se diseñan para centrarse en rangos de frecuencia específicos, permitiendo la observación de ciertos fenómenos biológicos.

Adaptabilidad: Es posible ajustar los parámetros del filtro según la señal específica que se desea analizar.

Aplicaciones de los Filtros digitales

Electrocardiograma (ECG): Los filtros ayudan a identificar las características clave de la señal cardíaca eliminando el ruido muscular y ambiental.

Electroencefalograma (EEG): Se recurren a los filtros para destacar las distintas ondas cerebrales, como las alfa, beta y delta.

Electromiografía (EMG): Los filtros permiten aislar las señales eléctricas generadas por la contracción muscular.

Funciones Principales

Filtrado de Ruido: Los filtros se utilizan para eliminar interferencias no deseadas en las señales captadas, como las producidas por el movimiento muscular o el ruido ambiental.

Detección de Patrones: Permiten aislar y analizar patrones específicos en las señales, lo que es crucial para detectar enfermedades o realizar estudios clínicos (StudySmarter).

Ventajas de los filtros digitales sobre los filtros analógicos

Los filtros digitales (FD) ofrecen pendientes en la banda de transición que superan a las de los filtros analógicos. Además, presentan una gran flexibilidad, ya que pueden ser programados para obtener diferentes respuestas en frecuencia simplemente cambiando sus coeficientes. En cambio, un filtro analógico requiere un rediseño y reensamblaje completo si se desea modificar su respuesta en frecuencia. Los filtros digitales también pueden ser de fase lineal, lo cual es especialmente beneficioso en aplicaciones de procesamiento de audio y transmisión de datos, ya que evita distorsiones por fase.

Otra ventaja de los FD es su mayor precisión, debido a la tolerancia de los circuitos digitales. Esto contrasta con los filtros analógicos (FA), cuyo desempeño depende directamente de la tolerancia de los componentes físicos empleados. Asimismo, los circuitos digitales son menos susceptibles al ruido, lo que contribuye a una mayor confiabilidad en ambientes con posibles interferencias.

Filtros FIR (*Finite Impulse Response*)

Son lineales y su salida depende solo de los datos de entrada, sin recurrir a valores previos de la salida.

Características de los filtros FIR

Los filtros FIR (*Finite Impulse Response*) presentan varias características específicas.

Poseen un polo múltiple en el origen de orden N, y son de naturaleza no recursiva, lo que implica que solo consideran ceros en su diseño y, por ende, son estables. Además, al ser de memoria finita con una longitud de N, no necesitan las entradas previas al tiempo discreto N-1, lo cual simplifica su implementación.

Una de las ventajas de los filtros FIR es que permiten obtener una respuesta con fase lineal, lo cual es crucial en aplicaciones donde la distorsión causada por una fase no lineal podría afectar negativamente el desempeño. Estos filtros son especialmente efectivos en la reducción de ruido, ya que pueden mantener cambios abruptos en señales codificadas en el tiempo. Sin embargo, los FIR no son muy eficaces para separar bandas de frecuencias.

Por otro lado, los errores en la aritmética de precisión finita tienen un impacto menor en los filtros FIR en comparación con los filtros IIR (*Infinite Impulse Response*), y la cuantización del ruido debido a la precisión aritmética es despreciable. Sin embargo, un inconveniente de los FIR es que para cumplir con ciertas especificaciones se requiere un mayor número de coeficientes en comparación con los necesarios en los filtros IIR, lo cual puede aumentar la complejidad computacional (Salguero, 2006).

Filtros IIR (*Infinite Impulse Response*)

Emplean tanto los datos de entrada como los valores pasados de salida, lo que permite una respuesta de fase no lineal.

Características de los filtros IIR

Los filtros IIR (*Infinite Impulse Response*) presentan una serie de ventajas y desventajas en comparación con los filtros FIR (*Finite Impulse Response*). Una de sus

principales ventajas es que, debido a su recursividad, pueden lograr grandes pendientes en la banda de transición utilizando solo unos pocos coeficientes, lo que los hace eficientes en términos de recursos. Además, los filtros IIR pueden emular el comportamiento de un filtro analógico, logrando una buena aproximación en la respuesta al impulso y la respuesta en frecuencia, especialmente cuando la frecuencia de muestreo es muy alta en comparación con las frecuencias de interés.

Sin embargo, los filtros IIR tienen algunas desventajas significativas. Pueden ser inestables, lo cual hace necesario un diseño cuidadoso. Los errores introducidos en el cálculo de la salida $y(n)$ debido a la precisión finita en los cálculos matemáticos, pueden hacer que el sistema se vuelva inestable si los polos se desplazan fuera del círculo unitario. Además, como la respuesta al impulso $h(n)$ es infinita, no es posible calcular la suma de convolución de manera práctica.

Otra limitación es que los filtros IIR no pueden tener una fase lineal, a diferencia de los filtros FIR. Sin embargo, esto se compensa en cierta medida, ya que los IIR suelen ofrecer una mejor respuesta de magnitud en frecuencia, lo cual es beneficioso en aplicaciones que requieren una atenuación más eficaz en ciertas bandas de frecuencia (Salguero, 2006).

Filtros adaptativos

Los filtros adaptativos son sistemas dinámicos que ajustan sus parámetros en tiempo real para adaptarse a las características de la señal o del ruido en condiciones variables. Su capacidad de adaptación les hace útiles en entornos donde las señales o ruidos cambian constantemente, como en aplicaciones de procesamiento de señales biomédicas (ECG, EEG, EMG) (Arce).

Características de los filtros IRR

Los filtros adaptativos son especialmente útiles en entornos de condiciones cambiantes, ya que ajustan continuamente sus parámetros para adaptarse a variaciones en la señal o en el ruido. Esta capacidad los convierte en una excelente opción para eliminar ruidos

de frecuencia variable, mejorando así la calidad de la señal en aplicaciones de procesamiento en tiempo real sin necesidad de conocer previamente las características exactas del ruido.

Sin embargo, esta adaptación constante también tiene sus desventajas. Requiere mayores recursos de procesamiento y memoria, lo cual puede ser un problema en sistemas con recursos limitados, como dispositivos portátiles o embebidos. Además, la convergencia del filtro adaptativo puede ser lenta o incluso inestable en señales con características muy variables, lo que puede resultar en una adaptación no óptima o en fluctuaciones indeseadas.

Un factor importante en el diseño de estos filtros es la elección de la tasa de aprendizaje. Si la tasa es demasiado alta, el filtro puede volverse inestable; si es demasiado baja, el filtro puede tardar en adaptarse a cambios en la señal o en el entorno. De igual manera, los filtros adaptativos suelen depender de condiciones iniciales específicas, y su rendimiento puede verse comprometido si estas condiciones no son las adecuadas.

En aplicaciones en tiempo real, otro aspecto a considerar es el tiempo de adaptación del filtro a nuevas condiciones, ya que esto puede introducir retrasos indeseados en la señal procesada, afectando la eficiencia y efectividad en la mejora de la calidad de la señal (Salguero, 2006).

Prótesis mioeléctrica para extremidades superiores

Control de una prótesis mioeléctrica para extremidades superiores

Las prótesis mioeléctricas se controlan a través de la adquisición y procesamiento de la señal eléctrica que genera contracciones musculares. Esta señal se conoce como la señal mioeléctrica o electromiográfica (EMG) y se puede registrar por vía intramuscular o desde la superficie de la piel. El control de la prótesis utilizando la señal EMG se logra típicamente a través del registro de la superficie de los electrodos colocados en la piel que cubre los músculos o grupos musculares objetivo. Los sitios comunes de electrodos para los amputados de las extremidades superiores son los músculos flexores y extensores del antebrazo, los

bíceps y tríceps de la parte superior del brazo, y los músculos del pecho y la espalda dependiendo del nivel de amputación. Las señales EMG se registran desde uno o dos sitios de electrodos en la extremidad residual para controlar un solo grado de libertad (DOF) en la prótesis. Las señales EMG detectadas de estos sitios se comparan típicamente con los umbrales preestablecidos, y se realiza una acción de prótesis según lo determinado por el modo de prótesis actual. Este esquema de control se conoce típicamente como control directo y requiere la colocación directa de electrodos en los músculos objetivo.

La prótesis puede tener varios modos que le dan al usuario la capacidad de abrir o cerrar toda la mano, extender o retraer el dedo índice, o girar la muñeca entre otros movimientos posibles, pero solo se puede lograr uno de esos tipos de movimiento a la vez según el modo actual de la prótesis.

Entrenamiento para el uso de una prótesis mioeléctrica para extremidades superiores

El entrenamiento implica introducir y desarrollar una comprensión del control de reconocimiento de patrones mioeléctricos. Esta fase no requiere el uso de una prótesis y, por lo tanto, se puede iniciar antes y durante las fabricaciones iniciales de enchufes o revestimientos. Esta etapa debe adaptarse a los individuos; su tasa de progresión dependerá de si utilizaron previamente una prótesis mioeléctrica, la facilidad con la que entienden los conceptos y el número de grados de libertad a controlar.

Alentamos a las personas a participar activamente en la capacitación, incluida la discusión sobre su control con el médico. El proceso de selección de un vocabulario compartido, como *señal, grado de libertad, o palma arriba*, asegura una comunicación clara entre el individuo y el médico. Las discusiones también deben incluir si la extremidad fantasma será útil durante el entrenamiento de reconocimiento de patrones.

Los usuarios deben ser instruidos inicialmente para mover su extremidad fantasma de la manera deseada, incluso si se siente inmóvil. Si las personas experimentan dolor fantasma en

las extremidades o si la sensación fantasma distrae del aprendizaje, les pedimos a los usuarios que se centren en reflejar el movimiento deseado con la extremidad intacta.

Usando el vocabulario establecido, el entrenamiento comienza con explicaciones verbales de conceptos importantes, específicamente, que en el control de reconocimiento de patrones, los patrones de actividad muscular de todos los sitios de electrodos se utilizan para controlar cada movimiento de la prótesis. Los usuarios anteriores de dispositivos mioeléctricos deben entender que las ubicaciones específicas de los electrodos ya no corresponden a movimientos específicos como es el caso en el control mioeléctrico convencional. Los usuarios también deben entender que, para un buen control de reconocimiento de patrones, cada intento de movimiento debe realizarse de la misma manera cada vez. Se instruye a las personas para que realicen contracciones musculares consistentes a un nivel moderado de esfuerzo. No se requieren contracciones musculares fuertes para obtener una buena diferenciación de movimiento y deben desalentarse porque los músculos se fatigarán rápidamente. Debido a que los sistemas actuales de reconocimiento de patrones permiten solo movimientos secuenciales, las personas deben aprender a realizar un movimiento a la vez. Tomará repetición y tiempo para que los usuarios entiendan y usen estos conceptos; debido a que esta es una parte necesaria para lograr un buen control, estos conceptos deben revisarse en todas las etapas de capacitación posteriores.

Capítulo 3. Desarrollo

Selección de componentes

Se investigaron microcontroladores para adquirir una señal de EMG y convertidores analógico-digitales como el ADS1298 y ADS1299, sin embargo se optó por utilizar el microcontrolador PSOC5 que cuenta con un ADC Delta sigma que cuenta con una resolución de hasta 20 bits, que es más que suficiente para el propósito de este proyecto, además de que cuenta con PGAs y seguidores de voltaje que pueden configurarse desde el mismo controlador sin tener que agregar componentes físicos adicionales y que permiten adquirir y amplificar señales biológicas con una buena resolución.



Ilustración 1. Microcontrolador PSOC5

Adquisición de la señal de EMG

Configuración de los componentes

Para adquirir las señales de EMG se utilizaron tres canales que pasan a través de un Mux, que permite ir cambiando rápidamente entre los tres canales debido a obtener tres señales de EMG diferentes.

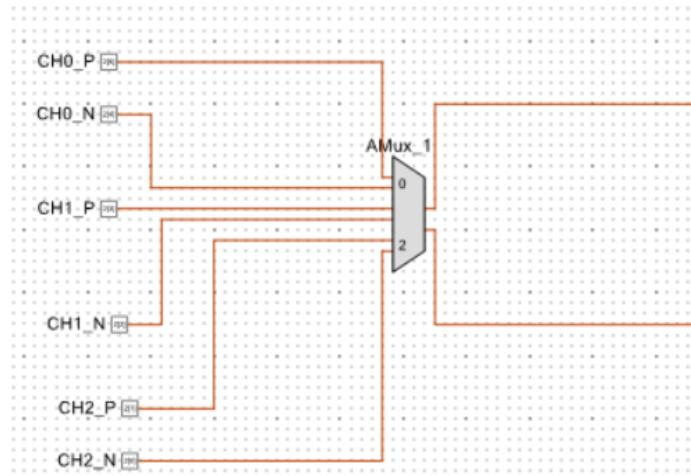


Ilustración 2. Canales para adquirir la señal de EMG

Las salidas del Mux se conectaron a dos PGA (Programmable Gain Amplifier) para poder amplificar las señales, se configuraron utilizando el valor de ganancia mas alto que nos permite el componente para poder trabajar la señal de una mejor manera.

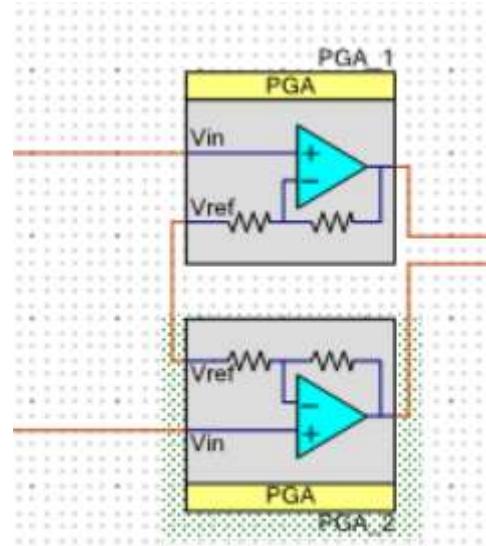


Ilustración 3. PGA (Programmable Gain Amplifier)

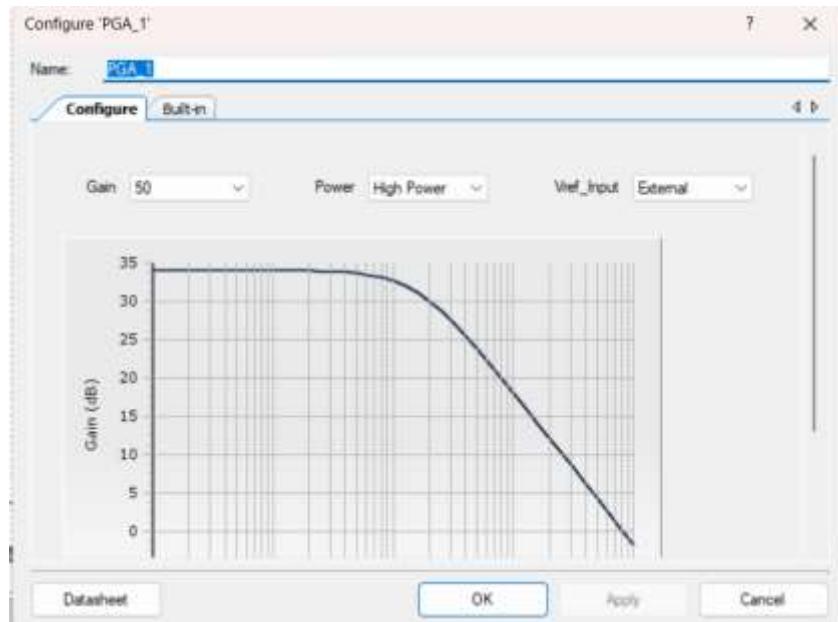


Ilustración 4. Configuración del PGA

Para terminar el proceso de adquisición de la señal, se utiliza un ADC Delta sigma para convertir la señal analógica a una digital y está configurado para funcionar en modo continuo, lo que permite realizar conversiones de forma ininterrumpida, con una resolución de 17 bits. La tasa de muestreo está establecida en 1000 muestras por segundo (SPS), lo cual es adecuado para señales biológicas como EMG además de que se configura en modo diferencial, lo que permite medir la diferencia entre las señales de dos electrodos, con un rango de ± 6.144 V.

El buffer interno tiene una ganancia configurada en 8, lo que amplifica la señal antes de ser convertida. El modo de buffer Level Shift asegura que la señal de entrada se ajuste dentro del rango operacional definido, que va desde el nivel de referencia (Vdda) con un margen de aproximadamente 650 mV, garantizando que la señal no se sature ni pierda información.

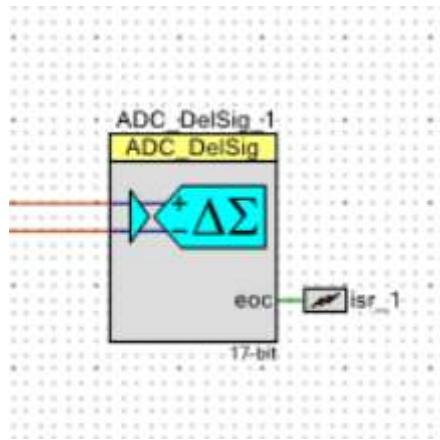


Ilustración 5. ADC Delta Sigma

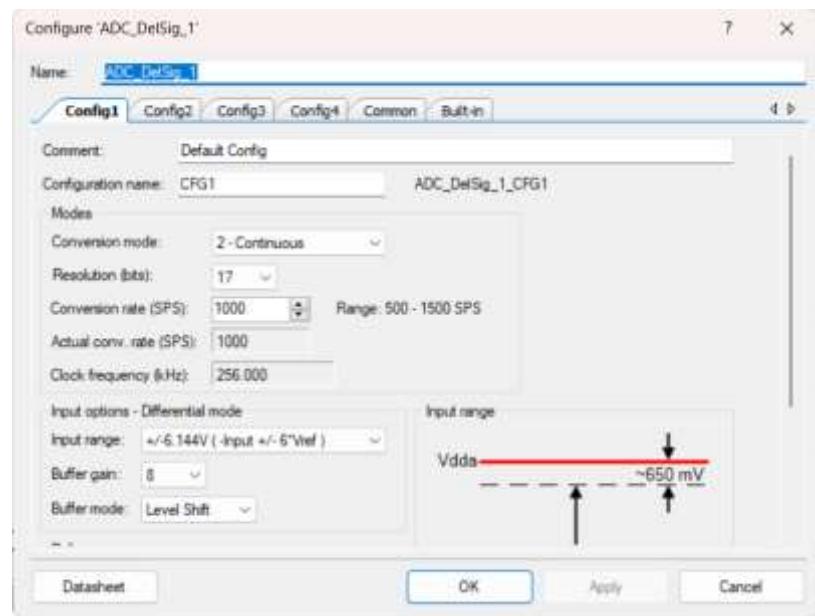


Ilustración 6. Configuración del ADC

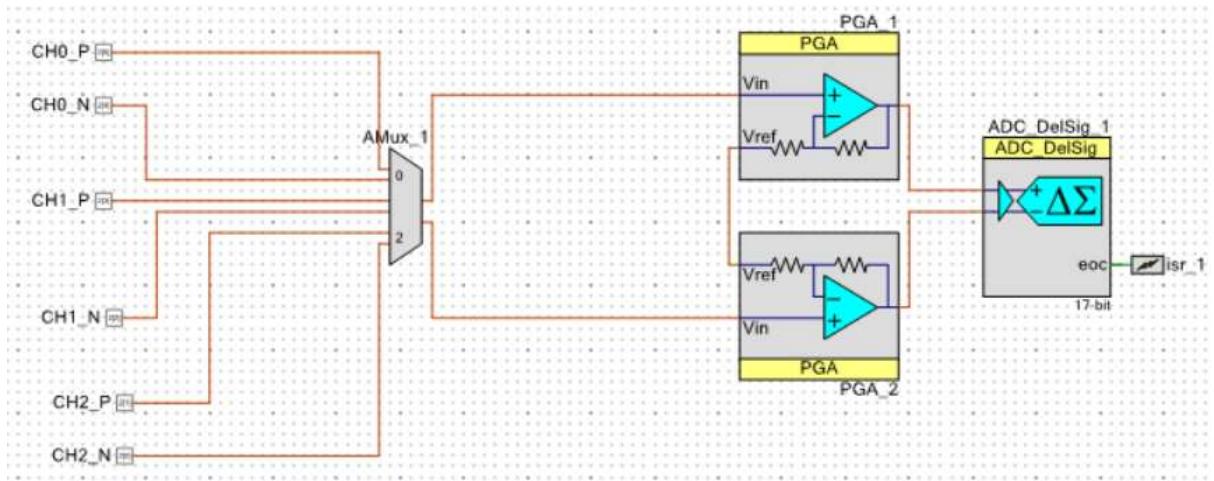


Ilustración 7. Componentes utilizados para adquirir a señal

Finalmente se implementó un componente UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) para poder enviar la información de la señal por el puerto serial de una computadora, con la finalidad de que pueda ser leída por el programa Unity.

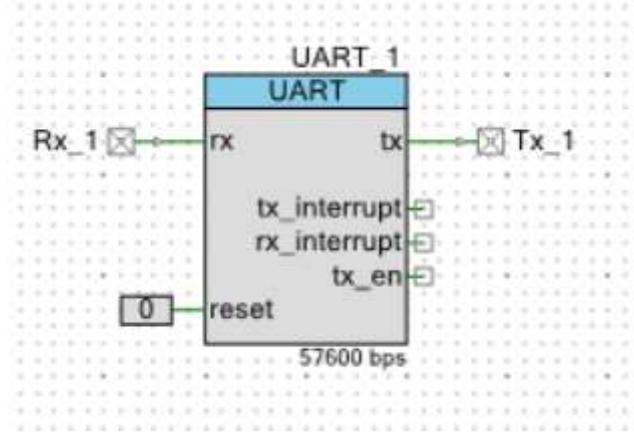


Ilustración 8. Componente UART

Adquisición de la señal

Para la detección de señales electromiográficas (EMG), se seleccionaron los músculos flexores carpi radialis, extensor carpi radialis y brachioradialis. Esta elección responde, en primer lugar, a la disponibilidad de estos músculos tras una amputación a nivel del antebrazo. En la mayoría de los casos, estos músculos se mantienen intactos y funcionales, lo cual permite que el paciente genere señales musculares voluntarias, requisito fundamental para el control mioeléctrico de una prótesis.

Además, estos músculos tienen la ventaja de encontrarse de forma superficial, lo que facilita la colocación de electrodos de superficie y la adquisición de señales claras sin la necesidad de métodos invasivos. Esto no solo mejora la calidad de la señal capturada, sino que también hace que el sistema sea más cómodo y seguro para el usuario.

Otro criterio importante es la función biomecánica que cumplen. El flexor carpi radialis y el extensor carpi radialis actúan como músculos antagonistas, controlando respectivamente la flexión y extensión de la muñeca. Esta oposición funcional permite

generar patrones de activación diferenciables, lo cual es útil para el entrenamiento de algoritmos de clasificación y el mapeo de señales EMG a comandos específicos en la prótesis. El brachioradialis, por su parte, contribuye al movimiento de flexión del codo y también genera señales diferenciables que complementan el sistema de control.



Ilustración 9. Flexores carpi radialis



Ilustración 10. Extensor carpi radialis



Ilustración 11. Brachioradialis

La elección de estos músculos está respaldada por diversos estudios previos en el campo de la ingeniería biomédica y el control mioeléctrico de prótesis. Investigaciones como las de Ortiz-Catalán et al. (2014) y Farina et al. (2014) han demostrado que estos músculos son apropiados tanto para fines clínicos como para sistemas de entrenamiento virtual, debido a su facilidad de acceso, activación voluntaria y claridad en las señales EMG que producen.

Una vez que se hallan colocado los electrodos en los músculos correspondientes, se realizó un muestreo de las mismas utilizando el sistema de adquisición diseñado. Las señales capturadas fueron posteriormente exportadas y graficadas en el entorno de MATLAB con el objetivo de observar su comportamiento en el dominio del tiempo y la frecuencia. Esta etapa fue crucial para identificar la presencia de ruido, artefactos y componentes de alta frecuencia no deseados que pudieran afectar la precisión del sistema.

El análisis visual y espectral permitió definir los parámetros necesarios para el diseño de filtros digitales. En particular, se optó por la implementación de filtros de tipo IIR (Infinite Impulse Response) debido a su eficiencia computacional y su capacidad para lograr una respuesta en frecuencia deseada con un menor orden de filtro en comparación con los filtros FIR. A partir de los resultados obtenidos en MATLAB, se diseñaron los filtros IIR específicos

para atenuar el ruido de alta frecuencia y las interferencias provenientes de la red eléctrica, con el fin de preservar únicamente la información relevante asociada a la actividad muscular.

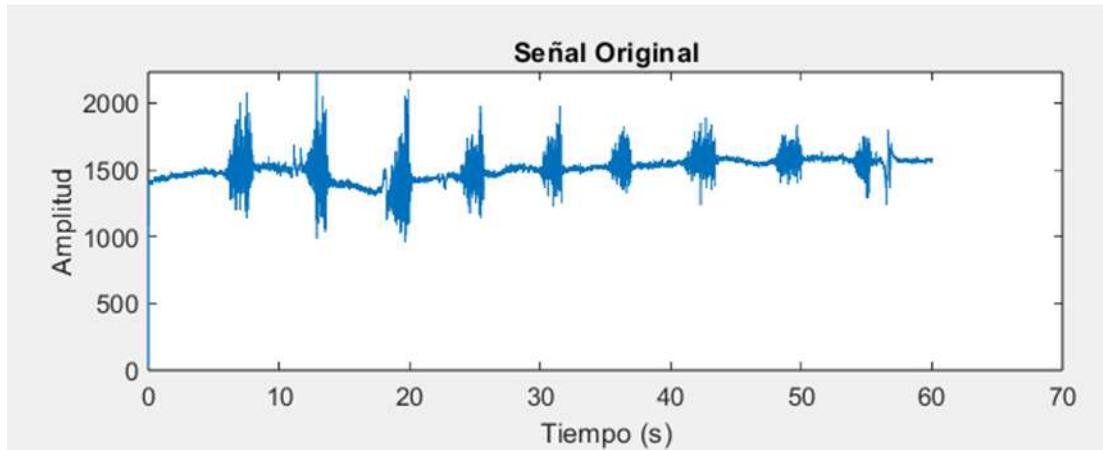


Ilustración 12. Señal de EMG sin filtros

Primero se aplicó la transformada de Fourier dentro del mismo programa con el objetivo de identificar las frecuencias que estaban contaminando la señal, lo cual permitió diseñar los filtros digitales. Durante el análisispectral, se observó una presencia significativa de ruido en las frecuencias bajas, específicamente por debajo de 1 Hz, el cual resultó ser considerablemente más intenso que el ruido habitual de 60 Hz.

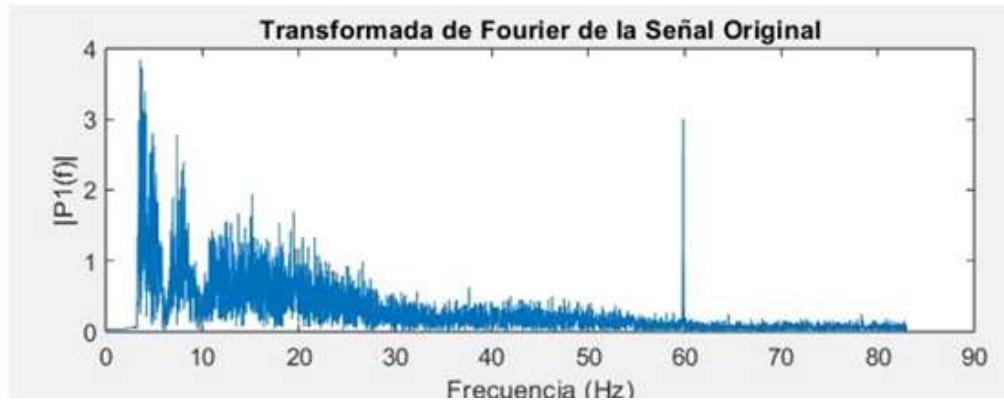


Ilustración 13. Transformada de Fourier de la señal sin filtrar

Procesamiento de la señal

El diseño de los filtros se aplicó la misma metodología para los tres canales, es decir, para todos los canales se diseñó un filtro IRR tipo Butterwoth de orden 2 pasa altas, pasa bajas y rechaza banda.

Filtro pasa altas de 1 Hz

Para eliminar el ruido de offset se diseñó en la aplicación Filter Designer un filtro pasa altas de 1 Hz.

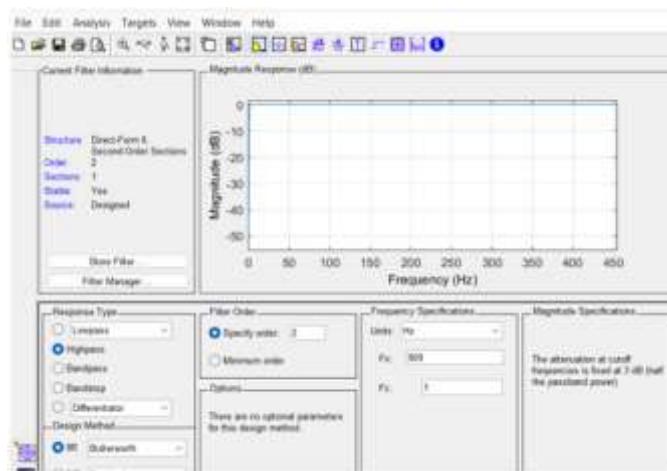


Ilustración 14. Diseño del filtro pasa altas de 1 Hz

Filtro rechaza banda de 60 Hz

Para eliminar el ruido de 60 Hz se diseñó un filtro Notch, en la transformada de Fourier se pudo ver cómo se elimina esa frecuencia, pero no atenúa las que se encuentran alrededor que es información útil.

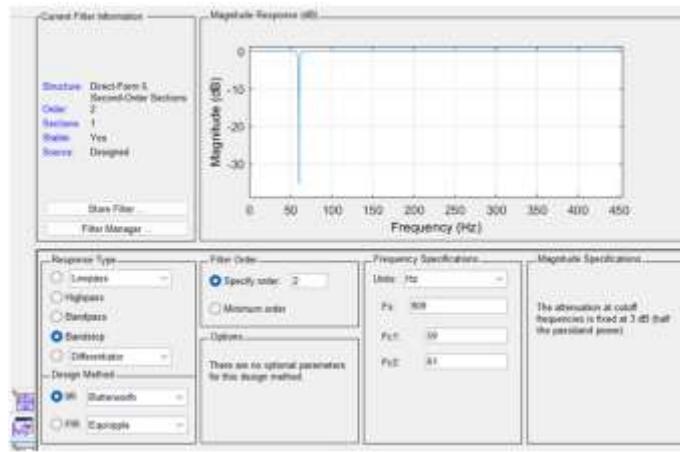


Ilustración 11. Diseño del filtro rechaza banda de 60 Hz

Filtro pasa bajas 450 Hz

Finalmente se diseño un filtro pasa altas de 450 Hz para que el ruido de alta frecuencia no contamine la señal, además se graficó la transformada de Fourier para comprobar que las frecuencias indeseadas fueron eliminadas.

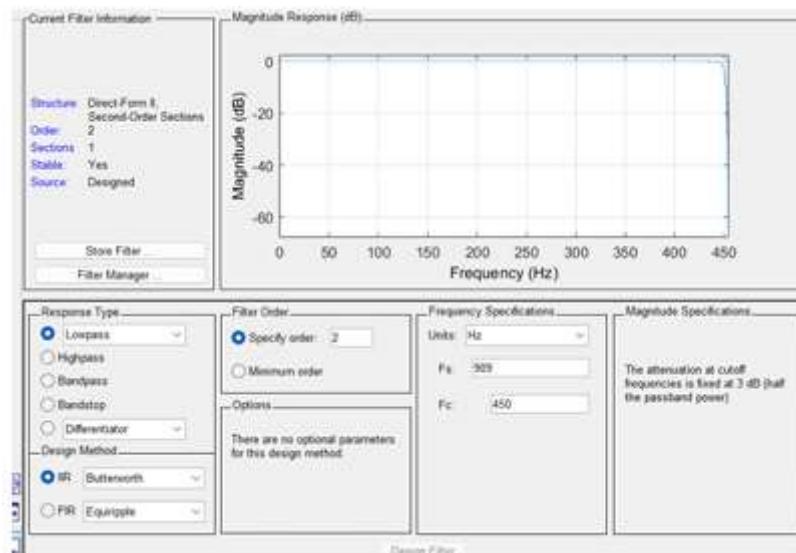


Ilustración 15. Diseño del filtro pasa bajas de 450 Hz

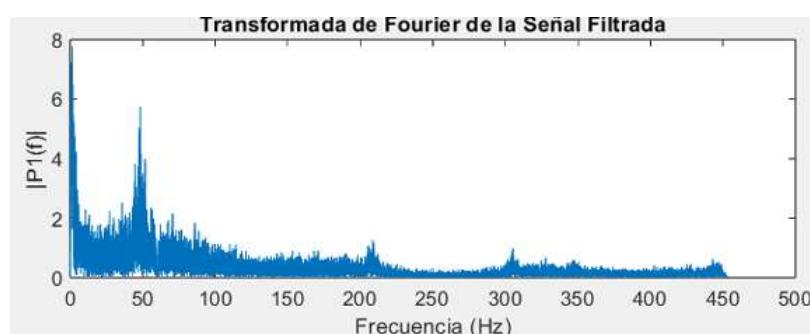


Ilustración 16. Transformada de Fourier de la señal filtrada

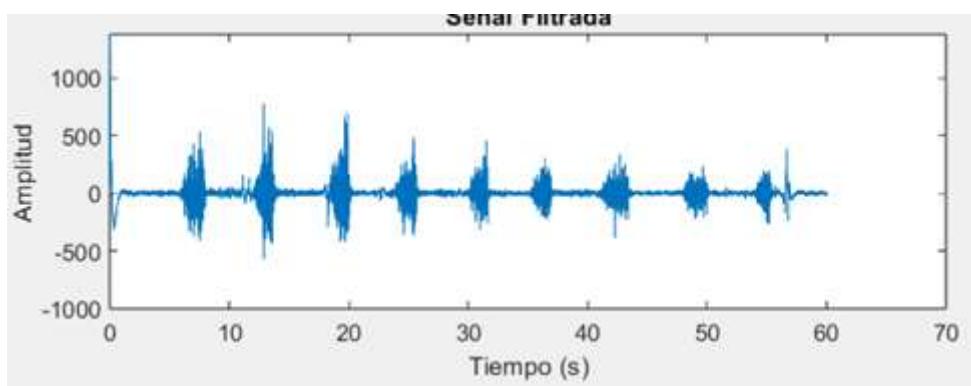


Ilustración 17. Señal filtrada

Desarrollo del videojuego de rehabilitación

El videojuego se va a desarrollar en el programa Unity, que es de uso gratuito y que utiliza el lenguaje de programación C#, además de que incluye herramientas que facilitan la creación de videojuegos y que pueden exportarse fácilmente como aplicaciones de dispositivos móviles o como aplicaciones de escritorio.

Para parte visual del juego se van a utilizar los programas gratuitos Inkscape y Libresprite, que permiten crear modelos y visuales que se pueden importar al programa Unity, la aplicación debe tener una interfaz fácil de entender y que se atractiva para cualquier usuario.

Para que el usuario pueda controlar el videojuego, el programa Unity leerá el puerto serial de la computadora y de acuerdo con la información enviada por el microcontrolador PSoC5, la aplicación tomara decisiones y realizara acciones dentro del videojuego.



Ilustración 18. Modelos diseñados en Libresprite

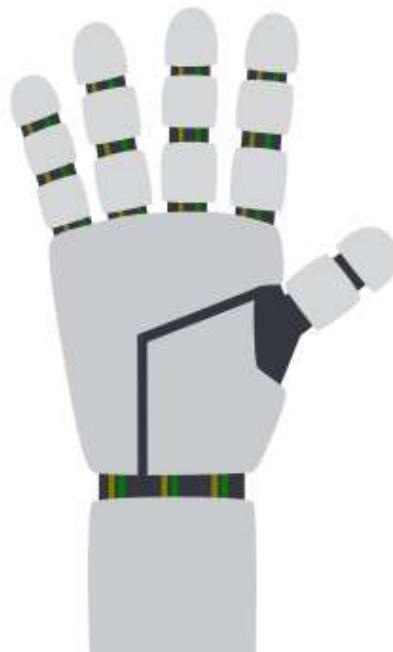


Ilustración 19. Prótesis virtual realizada en Inkscape

Primer videojuego

El primer videojuego desarrollado consiste en un entorno 2D sencillo, con animaciones diseñadas en Inkscape. En este juego, la única acción que puede realizar el jugador es saltar obstáculos que aparecen a lo largo del recorrido. A medida que el jugador evita obstáculos y recoge monedas, se acumulan puntos; en caso de colisión con un obstáculo, el juego muestra el puntaje alcanzado y la puntuación máxima obtenida hasta el momento. Esta mecánica básica fue diseñada con el propósito de evaluar la detección y el procesamiento de una única señal electromiográfica (EMG), por lo que únicamente se

requiere el uso de un canal. Este enfoque representa un primer nivel de entrenamiento, orientado a la familiarización con el control mioeléctrico, permitiendo validar el sistema en tareas de baja complejidad motora.



Ilustración 20. Primer videojuego



Ilustración 21. Pantalla final del primer videojuego

Segundo videojuego

El segundo videojuego desarrollado hace uso de los tres canales de señal electromiográfica (EMG) y fue diseñado con un enfoque musical. Las animaciones fueron creadas utilizando el software LibreSprite, siguiendo un estilo en dos dimensiones con el objetivo de reducir la

carga computacional del sistema, permitiendo así una ejecución más fluida en equipos con recursos limitados.

La dinámica del juego consiste en la aparición de marcadores, estos marcadores se desplazan hacia una zona específica en la pantalla, y el usuario debe activar el canal correspondiente (mediante la contracción del grupo muscular asignado) justo en el momento en que el marcador entra en la zona de acción. Si el usuario logra accionar correctamente el canal en el tiempo adecuado, se suman puntos a su puntuación.

Este videojuego plantea un mayor nivel de complejidad respecto al primero, ya que requiere una coordinación precisa entre la atención visual y el control fino de los tres canales EMG.

Además de servir como una herramienta lúdica, este entorno permite evaluar el control simultáneo y diferenciado de múltiples señales musculares.

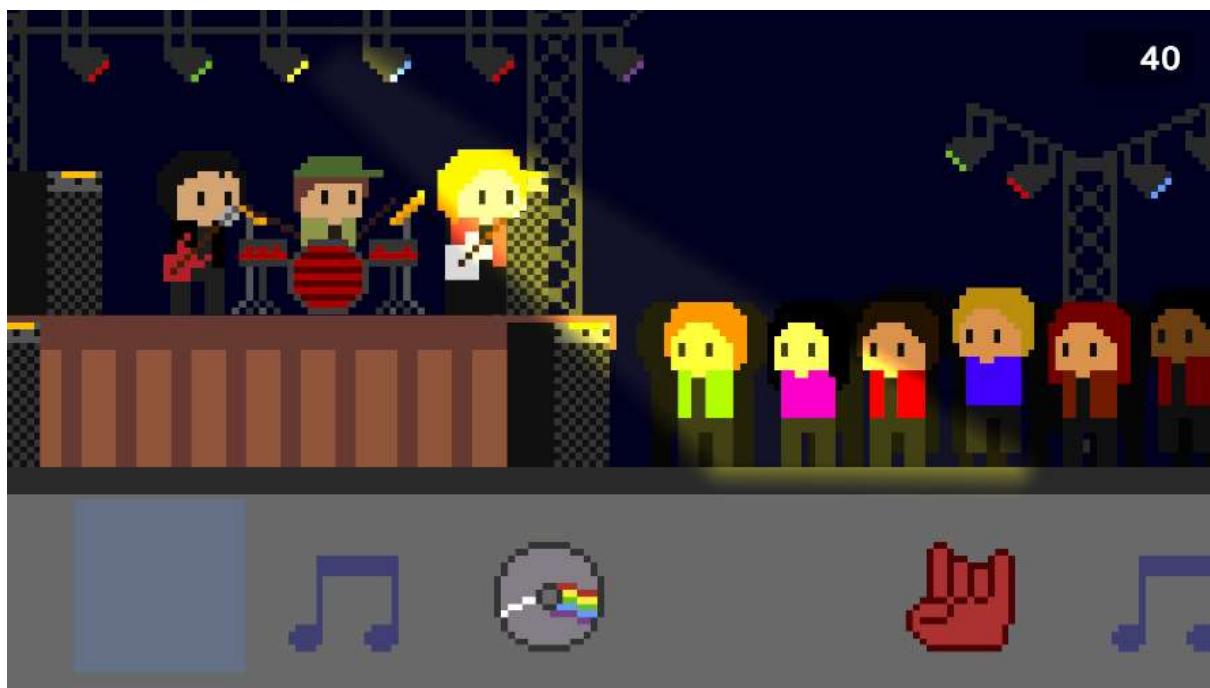


Ilustración 22. Segundo videojuego

Tercer videojuego

El tercer videojuego desarrollado corresponde a un simulador de prótesis mioeléctrica, diseñado para ofrecer una experiencia más cercana al uso real de una prótesis transradial. En este entorno, el usuario controla una prótesis virtual mediante señales

electromiográficas (EMG) captadas desde tres canales distintos, lo que permite ejecutar una variedad de movimientos representativos de una prótesis.

A diferencia de los videojuegos anteriores, en los que cada acción se relacionaba con un único canal, este simulador requiere que el usuario accione de forma combinada dos o más canales para ejecutar ciertos movimientos complejos. Esta mecánica está diseñada para entrenar la coordinación muscular y mejorar el control simultáneo de múltiples señales, habilidades fundamentales para el uso eficaz de prótesis mioeléctricas avanzadas.

Las animaciones del simulador fueron creadas en Inkscape siguiendo un estilo gráfico en dos dimensiones, manteniendo la coherencia visual con los otros videojuegos y asegurando un rendimiento óptimo del sistema.

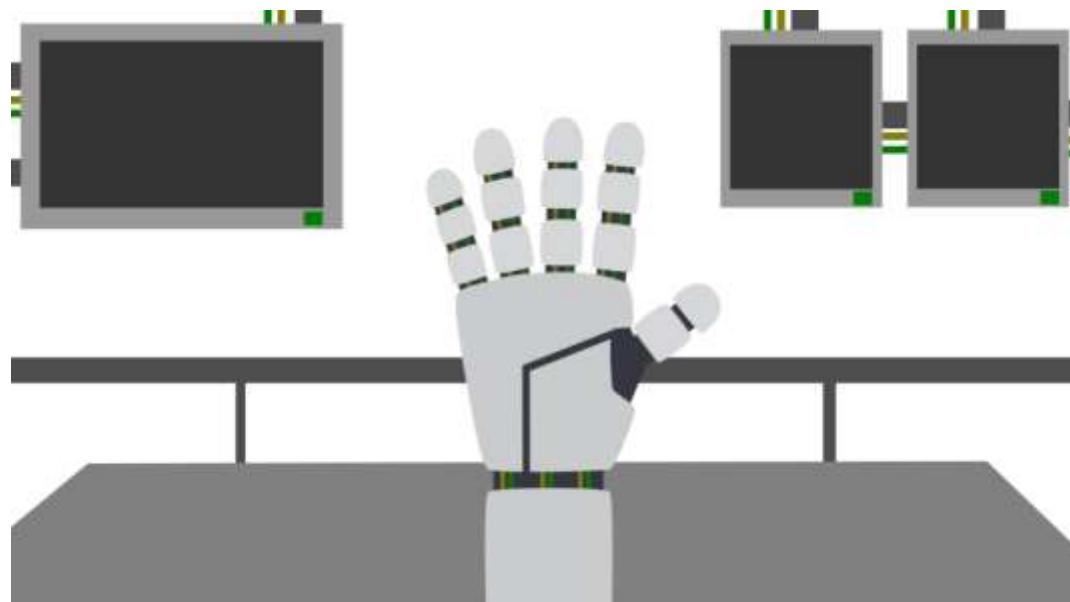


Ilustración 23. Prótesis virtual del tercer videojuego

Validación con pacientes

Una vez que el videojuego sea completamente funcional, se procederá a evaluar su funcionabilidad. Durante esta etapa, se realizarán sesiones estructuradas en las cuales los pacientes interactuarán directamente con el videojuego mientras se supervisa su desempeño en tiempo real. Se observará la precisión de los movimientos realizados por los pacientes, así

como la capacidad del sistema para interpretar y responder adecuadamente a las señales de EMG.

Adicionalmente, se documentará la calidad de la experiencia mediante herramientas de medición específicas. Los pacientes serán invitados a proporcionar retroalimentación a través de cuestionarios estructurados, incluyendo preguntas cerradas para calificar aspectos como comodidad, motivación y percepción de efectividad, así como preguntas abiertas que permitan expresar observaciones personales.

A continuación, se detallan las preguntas empleadas en este proceso de validación.

Encuesta para el personal de rehabilitación

1. En una escala del 1 al 10, ¿qué tan útil considera que es el sistema como herramienta complementaria en el proceso de entrenamiento de prótesis?
(1 = Nada útil, 10 = Muy útil)
2. En una escala del 1 al 10, ¿qué tan efectiva le pareció la interacción del paciente con el videojuego durante las sesiones?
(1 = Nada efectiva, 10 = Muy efectiva)
3. ¿Cree que el sistema fomenta la participación activa del paciente durante el entrenamiento?
(1 = En absoluto, 10 = Completamente)
4. ¿Observó algún tipo de incomodidad o dificultad por parte del paciente al usar el sistema?
5. ¿Considera que el sistema es seguro y adecuado para su uso clínico?
6. ¿Qué recomendaciones tiene para mejorar el sistema o facilitar su implementación en sesiones de rehabilitación?

Encuesta para los pacientes

1. En una escala del 1 al 10, ¿qué tan cómodo te sentiste al usar el sistema durante las sesiones de entrenamiento?

(1 = Muy incómodo, 10 = Muy cómodo)

2. ¿Consideras que el sistema te ayudó a realizar los ejercicios de manera efectiva?

(1 = Nada efectivo, 10 = Muy efectivo)

3. ¿Qué tan motivado te sentiste para completar los ejercicios con el videojuego?

(1 = Nada motivado, 10 = Muy motivado)

4. ¿Tuviste algún tipo de molestia o dificultad al interactuar con el videojuego?

5. ¿Qué aspectos te gustaría mejorar del sistema o del videojuego?

Capítulo 4. Resultados

Señal de EMG

Tras la aplicación de los filtros digitales diseñados, se observó una mejora significativa en la calidad de la señal electromiografía (EMG). En el dominio del tiempo, la señal filtrada mostró una mayor claridad, con una morfología más definida y libre de componentes espurios o distorsiones visibles. Esto permitió una mejor identificación de los eventos musculares relevantes, facilitando el procesamiento posterior para el control del sistema.

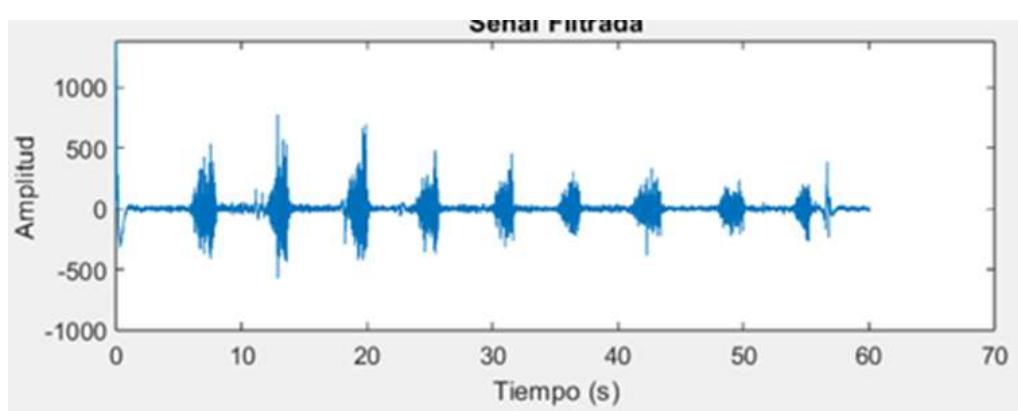


Ilustración 24. Señal de EMG filtrada

Asimismo, al aplicar la Transformada Rápida de Fourier (FFT) a la señal, fue posible analizar su comportamiento en el dominio de la frecuencia. Los resultados mostraron una

clara atenuación de las frecuencias indeseadas, especialmente aquellas asociadas al ruido de la red eléctrica (alrededor de 50/60 Hz) y otras frecuencias fuera del rango útil de la señal EMG (habitualmente entre 20 Hz y 450 Hz). Esta atenuación validó la efectividad de los filtros IIR implementados y confirmó que el rango de frecuencias de interés se preservó

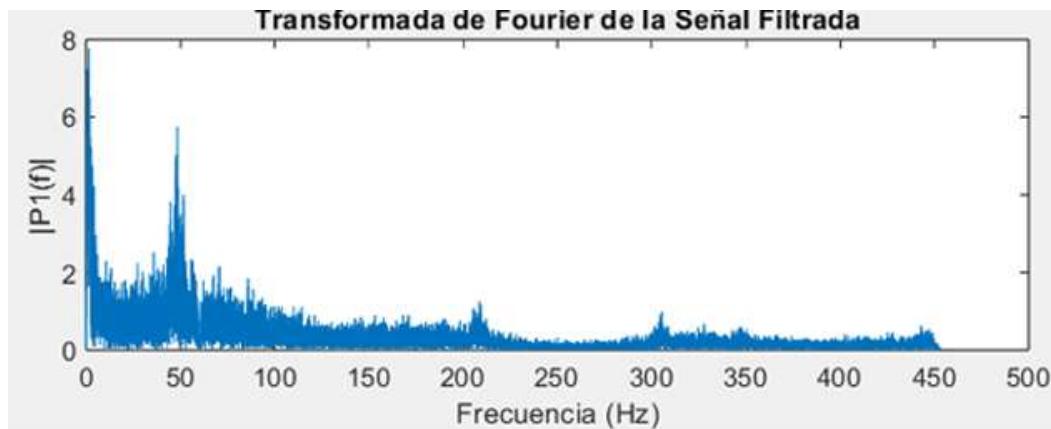


Ilustración 25. Transformada de Fourier de la señal filtrada

Prueba de funcionamiento del primer videojuego

El primer videojuego implementado, basado en un entorno 2D, permitió evaluar la funcionalidad del sistema utilizando únicamente un canal de señal EMG. En este escenario, el usuario debía realizar una acción simple (saltar obstáculos) mediante la activación muscular controlada. Esta dinámica básica resultó útil para validar la correcta detección y procesamiento de la señal electromiográfica en condiciones de baja complejidad.

Durante las pruebas, el sistema respondió adecuadamente a las activaciones musculares, logrando una interacción fluida y coherente entre el gesto del usuario y la acción representada en el videojuego. La señal EMG se mostró estable y clara tras aplicar los filtros digitales diseñados, lo que facilitó su uso como entrada de control.

Además, el diseño visual del entorno, así como la mecánica simple del juego, contribuyeron a que los usuarios pudieran familiarizarse rápidamente con el sistema. La experiencia general fue positiva, lo que sugiere que este primer nivel de entrenamiento

cumple con su propósito de introducir al usuario en el uso del control mioeléctrico de manera accesible y comprensible.



Ilustración 26. Usuario utilizando un solo canal para el primer videojuego

Prueba de funcionamiento del segundo videojuego

El segundo videojuego desarrollado consistió en un entorno interactivo de tipo musical, donde el usuario debía accionar uno de los tres canales electromiográficos (EMG) de forma individual, en sincronía con marcadores visuales que aparecían al ritmo de la música. Estos marcadores descendían hacia una zona objetivo en la pantalla, y el usuario debía generar la contracción correspondiente justo cuando el marcador coincidía con esa zona para sumar puntos. Esta dinámica tipo "juego de ritmo" requería atención, coordinación temporal y control muscular preciso, aunque sin la complejidad de combinar múltiples canales simultáneamente.

Durante las sesiones de prueba, se observó que los usuarios lograron adaptarse con relativa rapidez a la mecánica del juego. El hecho de tener que activar solo un canal por vez permitió un enfoque más claro en la identificación y diferenciación de cada gesto muscular, lo cual es fundamental en las primeras etapas del entrenamiento mioeléctrico. Esto facilitó la familiarización del usuario con la respuesta del sistema ante la activación de distintos

músculos, fortaleciendo la asociación entre intención motora y retroalimentación visual del juego.

Sin embargo, una de las principales dificultades encontradas fue la calibración de los umbrales de activación. En algunos casos, los usuarios activaban involuntariamente más de un canal al mismo tiempo debido a la proximidad de los músculos o a contracciones poco precisas, lo que interfería con la correcta ejecución del juego. Este fenómeno dificultó la configuración inicial del sistema, ya que fue necesario ajustar de manera personalizada los niveles de detección para cada usuario, evitando tanto las activaciones cruzadas como las falsas negativas.

Prueba de funcionamiento del tercer videojuego

El tercer videojuego desarrollado corresponde a un simulador de prótesis mioeléctrica, diseñado para ofrecer una experiencia de entrenamiento más realista y cercana al uso práctico de una prótesis de brazo. A diferencia de los videojuegos anteriores, que presentaban tareas de baja complejidad motora, este simulador requiere una mayor coordinación muscular, ya que varios de los movimientos virtuales de la prótesis demandan la activación combinada de dos o incluso los tres canales electromiográficos.

Durante las pruebas iniciales, se observó que este entorno representa un reto considerable para los usuarios, debido a que no solo deben generar una contracción muscular clara, sino también sincronizar adecuadamente la activación de diferentes músculos para ejecutar con precisión los movimientos simulados. Esta característica es intencional, ya que busca preparar al usuario para el control multifuncional de una prótesis real, donde los gestos deben ser distinguibles y bien definidos para evitar errores de funcionamiento.

Uno de los principales desafíos encontrados en esta etapa fue la calibración de los umbrales de detección para cada canal EMG. A diferencia de un entorno donde se activa un único

canal, aquí fue necesario ajustar cuidadosamente los niveles de sensibilidad de cada uno, de manera que permitieran una detección fiable sin generar falsas activaciones debido al ruido electromiográfico o a contracciones no intencionales. Este proceso requirió pruebas repetidas y un ajuste personalizado para cada sujeto, lo que reflejó la importancia de la adaptabilidad del sistema al patrón muscular individual.

A pesar de esta complejidad, el sistema demostró un funcionamiento estable una vez completado el proceso de calibración. Los movimientos simulados fueron ejecutados con una latencia mínima y con un nivel de precisión aceptable dentro del entorno gráfico del videojuego.

Capítulo 5. Conclusiones

La implementación de un videojuego controlado por señales electromiográficas (EMG) demostró ser funcional, logrando una interacción efectiva entre el usuario y el entorno virtual. El sistema permitió traducir las contracciones musculares del antebrazo en acciones dentro del videojuego. Esta respuesta inmediata entre la acción muscular y la retroalimentación visual refuerza la efectividad del enfoque propuesto.

La correcta adquisición y procesamiento de las señales EMG fue fundamental para lograr este resultado. Utilizando el microcontrolador PSoC5, se capturaron señales musculares mediante electrodos de superficie, las cuales fueron amplificadas, digitalizadas y filtradas para garantizar su calidad. Posteriormente, dichas señales fueron procesadas en MATLAB para ajustar umbrales de activación, eliminar ruido y validar la detección precisa de contracciones.

El desarrollo del videojuego en Unity permitió construir un entorno visual atractivo y funcional que responde en tiempo real a las señales musculares procesadas. Esta integración entre hardware y software dio como resultado una experiencia de juego intuitiva y accesible.

Además de su utilidad como herramienta tecnológica, el sistema propuesto tiene un gran potencial en áreas como la rehabilitación física, la terapia ocupacional y el entrenamiento neuromuscular. Al convertir ejercicios repetitivos en una dinámica lúdica e interactiva, se promueve una mayor adherencia al tratamiento por parte del paciente, al tiempo que se fortalece el control motor.

Uno de los principales desafíos identificados a lo largo del desarrollo de este sistema fue la calibración de los umbrales de activación de las señales electromiográficas. La alta variabilidad en la intensidad y estabilidad de las contracciones musculares entre diferentes usuarios, así como las diferencias anatómicas y niveles de control voluntario, hacen que la configuración de los umbrales requiera ajustes personalizados. Este proceso, aunque necesario para asegurar una respuesta precisa del sistema, puede resultar complejo y

demandante en términos de tiempo y supervisión técnica. Por lo tanto, se concluye que la calibración representa una limitación importante para la escalabilidad y autonomía del sistema, y su automatización representa una línea crítica de mejora para futuras versiones orientadas a una implementación clínica o domiciliaria más eficiente y accesible.

Trabajos futuros

Como parte de los trabajos futuros, se propone la implementación de un sistema de calibración automática de los umbrales de activación EMG, el cual estaría basado en algoritmos de aprendizaje automático capaces de ajustarse dinámicamente al perfil muscular específico de cada usuario. Actualmente, el proceso de calibración requiere intervención manual y pruebas repetidas para establecer umbrales adecuados, lo que implica un consumo considerable de tiempo.

Un sistema inteligente podría analizar las características individuales de las señales EMG, como amplitud, frecuencia, nivel de ruido y consistencia en las contracciones y, a partir de ese análisis, determinar automáticamente los valores óptimos de activación para cada canal. Además, este sistema podría continuar aprendiendo con cada sesión, ajustando los parámetros a medida que el paciente mejora su control muscular o presenta cambios fisiológicos. Esto no solo aumentaría la precisión del reconocimiento de contracciones válidas, sino que también contribuiría a la comodidad del usuario y a una mayor eficiencia del proceso de rehabilitación.

La incorporación de técnicas como redes neuronales artificiales, permitiría una personalización continua del sistema, haciéndolo más robusto frente a la variabilidad individual del paciente y a factores externos como el sudor, el movimiento de los electrodos o la fatiga muscular. En consecuencia, este avance tecnológico facilitaría la escalabilidad del

sistema y su uso fuera del entorno clínico, permitiendo una experiencia más autónoma y accesible para el usuario.

Referencias

[1] Gila, L., Malanda, A., Carreño, R., I., J, R. F., & Navallas, J. (s. f.). Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas.

https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003

[2] Cano, A. M. A. y. D. C. T. (s. f.). Electromiografía (EMG) - dalcame.

<https://www.dalcame.com/emg.html>

[3]Filtro de bioseñales: definición & técnicas | StudySmarter. (s. f.). StudySmarter ES.

<https://www.studysmarter.es/resumenes/ingenieria/ingenieria-biomedica/filtro-de-biosenales/#:~:text=Un%20filtro%20de%20biose%C3%B1ales%20es,del%20dato%20para%20su%20an%C3%A1lisis.>

[4]Escobar Salguero, L. (2006). *Diseño de Filtros Digitales*. Facultad de Ingeniería UNAM. <https://odin.fi-b.unam.mx/labdsp/files/libros/filtros.pdf>

[5] López, M. (2023). *Desarrollo de un serious game para la interacción con un brazalete de EMG*. Universidade da Coruña. Recuperado de

<https://ruc.udc.es/dspace/handle/2183/33555>

[6] Bey Cabrera, P. (2019). *Desarrollo de serious games para el entrenamiento de prótesis mioeléctricas mediante señales EMG*. Universidad de Alicante. Recuperado de <https://rua.ua.es/dspace/handle/10045/94409>

[7] Arce, S. (s. f.). *Filtrado adaptativo*. <https://aholab.ehu.eus/prj/ruido/>

[8] Guzmán-Muñoz, E., & Méndez-Rebolledo, G. (2018). *Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación*.

<https://www.redalyc.org/journal/817/81759607022/html/#:~:text=La%20se%C3%B1al%20el%20electromiogr%C3%A1fica%20permite%20construir,comportamiento%20bioel%C3%A9ctrico%20muscular%201%2C3.>

[9] Ortiz-Catalán, M., Håkansson, B., & Bränemark, R. (2014). Real-time and simultaneous control of artificial limbs based on pattern recognition algorithms. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 756–764.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2305097>

[10] Farina, D., Jiang, N., Rehbaum, H., Holobar, A., Graimann, B., Dietl, H., & Aszmann, O. C. (2014). The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 797–809.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2305111>