



UNIVERSIDAD
AUTÓNOMA
METROPOLITANA
Unidad Iztapalapa



División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Licenciatura en Ingeniería Biomédica

Reporte de Proyecto Terminal

Aplicación de Estimulación Eléctrica Funcional Para
el Control Contralateral de la Pinza Gruesa a Partir
de sEMG

Alumno: Enrique Mena Camilo
Matrícula: 2153009451

Asesores:
Dr. Omar Piña Ramírez
M. en C. Jorge Airy Mercado Gutiérrez

Marzo de 2020

Índice general

Índice de figuras	III
1 Introducción	1
2 Marco teórico	4
2.1 Estimulación eléctrica funcional	4
2.2 Neuroprótesis	5
2.3 Señales de comando y retroalimentación	6
2.4 Esquemas de control	7
2.5 Algoritmos de control	8
2.6 Retroalimentación	9
2.7 Electromiografía de superficie	9
2.7.1 Procesamiento del sEMG	9
2.7.2 Descriptores de amplitud del sEMG	10
3 Antecedentes	11
3.1 Desarrollos previos al proyecto	11
3.1.1 Plataforma de software para neuroprótesis	11
3.1.2 Aplicación FES en lazo abierto	11
3.2 Sistemas FES existentes	12
4 Metodología	14
4.1 Sistema propuesto	14
4.2 Adquisición de datos en Simulink®	15
4.3 Evaluación de bloque de adquisición y decodificación	18
4.4 Protocolo para registro de sEMG	20
4.5 Procesamiento de sEMG	21
4.6 Sistema de control	24
4.6.1 Calibración	25
4.6.2 Validación fuera de línea	27
4.6.3 Validación en línea	29
4.6.4 Tarea objetivo	30
4.6.5 Tarea funcional	30
5 Resultados	32
5.1 Adquisición de datos	32

5.2 Procesamiento de sEMG	33
5.3 Sistema de control	34
6 Discusión y conclusiones	37
Referencias	40

Índice de figuras

Figura 2.1	Efecto de aplicar estimulación eléctrica en músculo	4
Figura 2.2	Estimulación directa a una neurona motora	5
Figura 2.3	Componentes generales de una neuroprótesis	6
Figura 2.4	Esquema general de control en lazo abierto y control en lazo cerrado	7
Figura 4.1	Sistema propuesto para el proyecto	14
Figura 4.2	Flujo de datos de salida del ADS1299.	15
Figura 4.3	Diagrama de bloques del subsistema decodificador del flujo de datos	15
Figura 4.4	Funcionamiento del subsistema decodificador del flujo de datos.	17
Figura 4.5	Banco de señales para evaluación de adquisición.	18
Figura 4.6	Conexiones para evaluación de bloque de adquisición.	20
Figura 4.7	Posicionamiento de electrodos para registro de sEMG	21
Figura 4.8	Respuesta en frecuencia de filtro pasa altas.	23
Figura 4.9	Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajas.	23
Figura 4.10	Respuesta en frecuencia de filtro rechaza banda.	23
Figura 4.11	FSM para control	24
Figura 4.12	GUI utilizada para calibración de FES.	25
Figura 4.13	GUI utilizada para calibración de amplitud RMS.	27
Figura 4.14	Posturas de mano para calibración	28
Figura 4.15	Sistema completo implementado en Simulink®.	29
Figura 4.16	Señal trapezoidal objetivo	30
Figura 4.17	Esquema de tarea funcional con tiempo libre.	31
Figura 5.1	Comparación entre señales para evaluación de adquisición.	32
Figura 5.2	Ejemplo representativo del funcionamiento del esquema de filtrado diseñado.	33
Figura 5.3	Ejemplo representativo de la obtención de envolvente de RMS .	33
Figura 5.4	Ejemplo representativo exitoso del funcionamiento fuera de línea del sistema de control	34
Figura 5.5	Segmento de prueba representativa exitosa del funcionamiento en línea del sistema de control	35
Figura 5.6	Segmento de prueba representativa de tarea objetivo	35
Figura 5.7	Momentos de sujeto realizando tarea funcional.	36

Capítulo 1

Introducción

Las lesiones o daños al sistema nervioso central (SNC) suelen ocasionar alteraciones en el funcionamiento de las estructuras neuromusculares, originando condiciones de deficiencia motriz o sensorial, atrofia muscular y espasticidad. Según sea la ubicación y el grado de la lesión, serán los efectos y posibilidades de recuperación del miembro afectado. En particular, el Accidente Cerebrovascular (ACV) es un evento que reduce el flujo sanguíneo al cerebro, el cual muchas veces ocasiona hemiplejia, que es la reducción de la capacidad motriz de un lado del cuerpo.

Relacionado a las lesiones en las que el miembro superior se ve afectado, existen diferentes técnicas de rehabilitación, entre las cuales podemos encontrar las sesiones de fisioterapia, la terapia de movimiento inducido por restricción, la práctica mental con imaginación motora y sistemas de estimulación eléctrica.

La estimulación eléctrica funcional (FES, por sus siglas en inglés), es una técnica que, a partir de la aplicación de corriente eléctrica, permite la producción de potenciales de acción, y esto a su vez permite generar una contracción muscular que podría llegar a considerarse funcional [15]. Las neuroprótesis basadas en FES son dispositivos que sirven como puente entre el SNC y la zona afectada del cuerpo. Estos dispositivos buscan reemplazar o rehabilitar la función motriz dañada debido a una lesión en el SNC.

En la división de Investigación en Ingeniería Médica del Instituto Nacional de Rehabilitación “Luis Guillermo Ibarra Ibarra” (INR-LGII) se llevan a cabo diversos proyectos de investigación y desarrollo tecnológico, los cuales buscan desarrollar tecnología que permita aplicar nuevas técnicas de terapia de rehabilitación para personas con discapacidad motriz, o bien mejorar las técnicas ya existentes. Tal es el caso del proyecto de desarrollo de una neuroprótesis basada en FES para rehabilitación de miembro superior, que busca satisfacer las necesidades del INR-LGII en cuestiones de terapia e investigación.

Para dicho proyecto el INR-LGII desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) que permite controlar los parámetros del sistema de estimulación eléctrica RehaStim 2 (HASOMED GmbH., Magdeburgo, Alemania) y el sistema de adquisición de biopotenciales Cyton Board (OpenBCI Inc., Nueva York, E.U.A.),

siendo estos tres (GUI, RehaStim 2 y Cyton Board) los principales elementos de la neuroprótesis del INR-LGII. Una primera aplicación de la neuroprótesis se encuentra funcionando y se ha utilizado con sujetos sanos y pacientes del INR-LGII, aplicándoles estimulación eléctrica para generar movimientos de miembro superior. Sin embargo, actualmente el sistema opera en lazo abierto, es decir, la secuencia de estimulación se diseña y se aplica sin considerar información relevante del movimiento generado y variables relacionadas.

El estado actual del proyecto del INR-LGII es la operación en la modalidad de lazo abierto, en el cual los parámetros de la estimulación eléctrica son controlados por el experimentador quien los adapta hasta obtener el patrón específico útil para el sujeto en rehabilitación. Esto causa una dependencia del experimentador para la operación del sistema, y limita su utilidad para objetivos de rehabilitación, ya que no considera variables intrínsecas del paciente, como la intención de movimiento o actividad residual, que podrían contribuir a la modulación de los parámetros de estimulación y el movimiento resultante.

Ante esta problemática en la que se encuentra la neuroprótesis desarrollada en el INR-LGII, los sistemas involucrados trabajan sin tener retroalimentación entre ellos, surge la necesidad de implementar alguna aplicación que permita la interacción entre sistemas y que además permita la participación del paciente de forma activa en la terapia.

Por ello, este proyecto plantea desarrollar una aplicación en lazo cerrado que permita la participación activa del paciente (a partir de señales de sEMG (electromiografía de superficie) del brazo sano) en la terapia de rehabilitación basada en FES, llevando a cabo una modulación de la estimulación eléctrica que permita la ejecución, en el brazo afectado, de los movimientos involucrados en el agarre de un objeto (flexión y extensión de los dedos). Un sistema con estas características permitiría al sujeto tener el control sobre los movimientos de la mano contralateral, y además disminuiría la dependencia del experimentador en el proceso de la terapia.

Trabajos como los documentados en [27] [10] [25] [8], son prueba de que un control contralateral (también llamado en ocasiones entrenamiento en espejo) basado en sEMG es útil para llevar a cabo tareas motoras funcionales basadas en FES, siendo el sEMG utilizado para iniciar algún patrón FES o bien para modular los parámetros de esta.

Otros trabajos como [20] [22] [23], muestran la posibilidad de crear sistemas en lazo cerrado que se ejecutan en tiempo real utilizando el dispositivo de estimulación eléctrica RehaStim 2 (o una versión anterior a esta), el cual es el dispositivo de estimulación eléctrica con el que cuenta la neuroprótesis del INR-LGII.

Considerando los trabajos antes mencionados, se formula la hipótesis de este proyecto de la siguiente manera: al integrar los diferentes bloques de un sistema de estimulación eléctrica funcional dentro de una plataforma de software con herramientas de tiempo real, se logrará implementar una aplicación FES en lazo cerrado que permita llevar a cabo en línea la adquisición y procesamiento de señales de sEMG en línea, como parte de un esquema de control contralateral de movimientos de la mano.

Siendo el objetivo general de este proyecto diseñar e implementar un esquema de control contralateral para miembro superior, que permita la modulación de la amplitud de estimulación eléctrica a partir de señales de sEMG. Teniendo como objetivos particulares los siguientes:

- Desarrollar y evaluar un bloque de adquisición dentro de Simulink®(The Math-Works Inc., Natick, E.U.A.) que permita la recepción de datos seriales de un dispositivo multicanal de registro de biopotenciales.
- Desarrollar un algoritmo de identificación de los movimientos de flexión y extensión de la mano a través de señales de sEMG.
- Diseñar e implementar un esquema de control que permita la modulación continua de la amplitud de la estimulación eléctrica para control del movimiento de la mano, en combinación con el algoritmo identificador de movimientos.

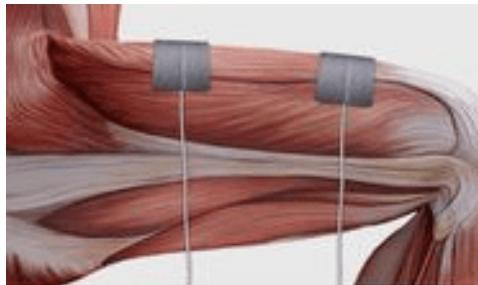
Capítulo 2

Marco teórico

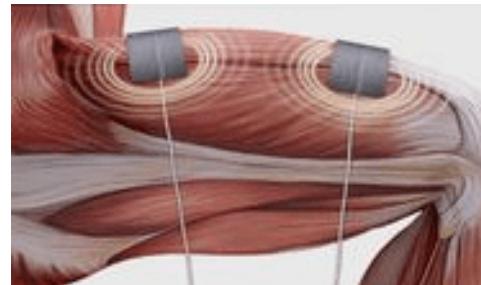
2.1. Estimulación eléctrica funcional

La estimulación eléctrica funcional es la aplicación de corriente eléctrica a tejido excitable para auxiliar o restaurar funciones que se han perdido en individuos con daños neurológicos. El propósito de la intervención FES es habilitar funciones que se han perdido en individuos con daño al sistema nervioso mediante la sustitución o asistencia a las habilidades voluntarias de dichos individuos. En las aplicaciones FES la estimulación es requerida para lograr una función deseada, por lo tanto, los sistemas FES usualmente se diseñan para ser controlados a partir de señales relacionadas a la actividad o intención del propio usuario. Los dispositivos FES que son usados para sustituir una función neurológica que se ha perdido son comúnmente llamados neuroprótesis [15].

En la Figura 2.1 se puede observar que al aplicar estimulación eléctrica en el músculo, este responderá a dicha estimulación realizando una contracción, la cual puede ir disminuyendo durante el periodo de estimulación.



(a) Músculo sin estimulación eléctrica.



(b) Músculo con estimulación eléctrica.

Figura 2.1: Efecto de aplicar estimulación eléctrica en músculo.

2.2. Neuroprótesis

Una neuroprótesis es un dispositivo compuesto de elementos que permiten utilizar la estimulación eléctrica como interface directa con el sistema nervioso, y cuyo fin es reemplazar o asistir alguna función deteriorada del sistema nervioso, deficiencia que suele ser el resultado de una enfermedad o lesión. Las neuroprótesis comúnmente actúan como un puente entre elementos funcionales del sistema nervioso central y los nervios o músculos sobre los cuales se ha perdido control (Figura 2.2) [7] [18].

En general, existen dos tipos de neuroprótesis: a) las neuroprótesis autónomas, las cuales son sistemas autocontenidos que imitan las funciones de una contraparte biológica, y b) las neuroprótesis por comando, las cuales son sistemas que reemplazan o asisten una función sensitiva o motora que se ha perdido o disminuido. Estas últimas están compuestas por un sistema de control que interpreta la intención del usuario, utilizan sensores para detectar el estado del sistema, genera la activación del sistema motor o sensorial del usuario, y proporciona una retroalimentación al usuario [17].

Las neuroprótesis motoras, las cuales son un ejemplo de neuroprótesis por comando, son sistemas que asisten a personas que han sufrido algún tipo de lesión en la médula espinal o cerebro. Estas neuroprótesis pueden actuar directamente en el sistema nervioso central, en el sistema nervioso periférico, o bien, en una combinación de ambos, tiendo como objetivo principal realizar contracciones musculares que generen movimientos relevantes para el sujeto [17].



Figura 2.2: Estimulación directa a una neurona motora. La neurona motora (a) es la responsable de generar señales de activación que son transmitidas a la correspondiente fibra muscular (b). Posterior a un accidente cerebrovascular o una lesión de la médula espinal, el músculo queda incomunicado con el sistema nervioso central. Una neuroprótesis (c) inyecta corriente eléctrica dentro del axón de la célula (d), corriente formada por un tren de pulsos negativos y positivos (e) que producen potenciales de acción que activan la fibra muscular. Recuperado de [18].

2.3. Señales de comando y retroalimentación

Una neuroprótesis por comando requiere de dos tipos de señales esenciales para lograr su correcto funcionamiento, las cuales son las señales de comando y las señales de retroalimentación [17]. En la Figura 2.3 se pueden observar de forma general las conexiones que dichas señales realizan con el resto de los componentes de una neuroprótesis.

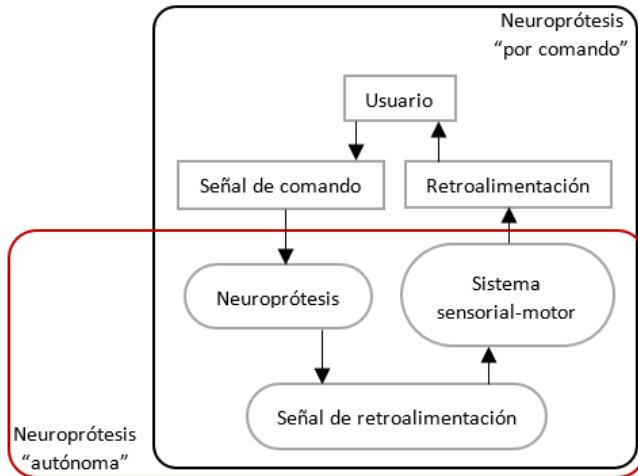


Figura 2.3: Componentes generales de una neuroprótesis autónoma (recuadro rojo) y por comando (recuadro negro). Adaptado de [17].

Las señales de comando son aquellas se usan para activar, desactivar o modular determinadas funciones o acciones dentro del sistema de control de la neuroprótesis. Estas señales pueden generarse de diversas formas, sin embargo, como se ilustra en la Figura 2.3, suelen ser generadas por el usuario [17]. Ejemplos de dichas señales podrían ser la acción de presionar un botón que indique a la neuroprótesis el momento de inicio y fin de la estimulación eléctrica; o bien, un conjunto de señales fisiológicas que permitan identificar la tarea que busca realizar el individuo.

En la Figura 2.3 se puede observar que la señal de retroalimentación es aquella señal que se genera como salida de la neuroprótesis, es decir, la estimulación eléctrica que se inyecta al sistema sensorial-motor del usuario; sin embargo, también se puede observar una retroalimentación dirigida hacia el usuario, la cual puede ser una contracción muscular activada por el comando del usuario o el movimiento de algún sistema robótico [17]. Esta última retroalimentación es la que suele ser relevante para el sistema de control de la neurorótesis.

Aclarado el concepto de retroalimentación que se abordará en el presente trabajo, se puede definir a las señales de retroalimentación como un tipo de señales que brindan información relacionada a la respuesta del sujeto ante un determinado comando. Dichas señales son útiles para indicar al sistema de control si la respuesta del sujeto se apega a la respuesta esperada, y en caso contrario modificar los parámetros de dicho sistema para conseguir la respuesta esperada [24]. Estas señales de retroalimentación se pueden obtener de diversas maneras, las cuales se abordan en la sección 2.6.

2.4. Esquemas de control

Existen dos tipos de control importantes dentro de las aplicaciones de una neuroprótesis, los cuales se diferencian esencialmente en los tipos de señales que ocupan. En la Figura 2.4 se ilustran a grandes rasgos las diferencias entre ambos esquemas de control.

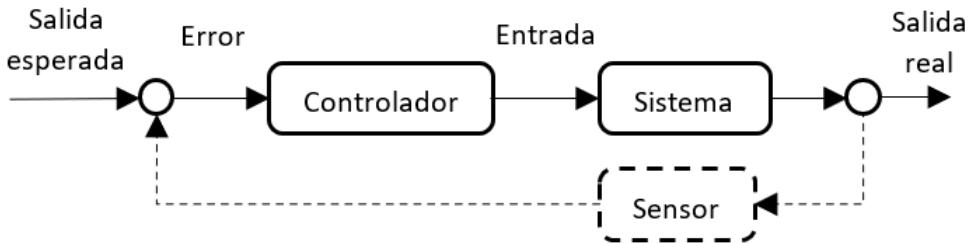


Figura 2.4: Esquema general de control en lazo abierto y control en lazo cerrado. El control en lazo abierto se ilustra con una línea sólida. El control en lazo cerrado se lleva a cabo cuando se incluye el elemento sensor, el cual se ilustra con una línea discontinua. Adaptado de [24].

En el control en lazo abierto (línea sólida de la Figura 2.4) se genera un comando a la línea de base (estado o valor inicial del sistema), esperando que este comando produzca la salida correcta. Aquí no existe una medición de la salida generada, por lo cual tampoco existe alguna medición del error que pudiera utilizarse como mecanismo para la modulación del comando que se genera [24]. En este esquema de control, el experimentador es el encargado de modificar los parámetros del sistema hasta conseguir una salida apegada a la salida esperada.

El control en lazo cerrado (línea sólida más línea discontinua de la Figura 2.4) requiere de la inclusión de algún elemento sensor en el sistema que se desea controlar. Este control retroalimentado genera un comando a la línea de base y el elemento sensor mide la salida del sistema en respuesta al comando. Esta medición de la salida puede utilizarse para determinar diferencias entre la salida esperada y la real, generando así una señal de error que puede utilizarse como retroalimentación hacia el controlador para realizar modificaciones en los comandos generados [24].

Otro esquema de control capaz de implementarse en aplicaciones de neuroprótesis (tanto en lazo abierto como en lazo cerrado) es el control adaptativo. Este esquema de control utiliza sensores para medir la entrada y salida del sistema, utilizando dichas métricas para ajustar el controlador en respuesta a las perturbaciones en el entorno de control o el sistema controlado, buscando siempre mantener un nivel de desempeño preestablecido. Una ventaja de este tipo de control es que se pueden desarrollar estrategias de control sin requerir de un conocimiento completo del sistema que se va a controlar, sin embargo, esto provoca que los controladores adaptativos rara vez sean óptimos [24].

2.5. Algoritmos de control

Existe una gran variedad de algoritmos de control que suelen ser usados dentro de las neuroprótesis, sin embargo, para este trabajo sólo se abordaran 3 algoritmos de control.

El control on-off es un algoritmo en el que se monitorea si una determinada variable de control se encuentra por encima o por debajo de un determinado umbral, con lo cual se suelen activar o desactivar determinadas funciones del sistema de control [24]. En aplicaciones FES, este tipo de control suele utilizarse para activar una secuencia predefinida de estimulación eléctrica. Este algoritmo de control también suele utilizarse configurando dos umbrales por los cuales la variable de control puede pasar, por ejemplo, para el control de temperatura de una incubadora neonatal, en la cual se requiere que la temperatura de esta se encuentre dentro de un intervalo específico, en este caso, el control on-off podría aplicarse de la siguiente manera: si la temperatura se encuentra por encima del límite superior de temperatura, la calefacción se apaga; mientras que si la temperatura se encuentra por debajo del límite inferior de temperatura, la calefacción se enciende [2].

Una máquina de estados finitos (FSM, por sus siglas en inglés) es un modelo de sistema que puede considerarse como una implementación más compleja del control on-off. En este modelo, la medición de una variable del sistema en combinación con el estado actual de la misma, desencadenan una transición de estado, la cual a su vez genera una serie de acciones en el sistema que se está controlando. Debido a que este tipo de modelo suele ser periódico, puede ser útil para realizar transiciones de estado en respuesta al tiempo [24]. En aplicaciones FES, las acciones generadas debido a la transición de estados suelen asociar al inicio o fin de la estimulación eléctrica, los periodos de rampa en el patrón de estimulación, o bien los periodos de modulación de la estimulación eléctrica.

El control proporcional (también conocido como control P), es un tipo control en el cual se aplica una corrección a la variable de control, la cual es proporcional entre el valor deseado y el valor real. Este tipo de control es más complejo que el control on-off, pero a su vez es más simple que un control proporcional-integral-derivativo (PID). Este tipo de control suele ser útil para llevar a cabo el control de sistemas que cuentan con un tiempo de respuesta rápido. En este tipo de control, la salida es proporcional a la señal de error (diferencia entre el valor esperado y el real), proporción que está definida por la Ecuación 2.1, donde P representa la salida proporcional, K_p representa la ganancia proporcional, $e(t)$ representa el error instantáneo en el momento t , p_0 representa la salida con cero errores [2]. En aplicaciones FES, este tipo de control se ha mostrado útil para llevar a cabo la modulación de algún parámetro de estimulación eléctrica (como puede ser la amplitud o el ancho de pulso), donde la determinación de los factores K_p y p_0 serán los responsables directos del grado de desempeño de la modulación [27].

$$P = K_p e(t) + p_0 \quad (2.1)$$

2.6. Retroalimentación

Como se explicó en la sección 2.3, una señal de retroalimentación es aquella que brinda información al sistema sobre los efectos ante un determinado comando. Estas señales se pueden implementar de más de una forma dentro de una neuroprótesis, por ejemplo, la observación visual de la acción realizado por algún actuador robótico de una interfaz cerebro-computadora (comúnmente conocido como neurofeedback), la adquisición de una señal bioeléctrica durante un periodo de estimulación eléctrica, o bien la medición de algún elemento sensor que proporcione información sobre el estado del efector o actuador [24].

Otro ejemplo de retroalimentación en un sistema de neuroprótesis es el biofeedback, una técnica de retroalimentación donde no se requiere de elemento sensor en el efector o actuador del sistema, ya que consiste en permitir al individuo usuario de la neuroprótesis aprender a cambiar su actividad fisiológica con el fin de mejorar el rendimiento del sistema [26].

2.7. Electromiografía de superficie

La electromiografía (EMG) se define como la detección y análisis de la señal eléctrica derivada de la actividad contráctil de los músculos. El EMG puede detectarse directamente mediante la inserción de electrodos en las fibras musculares, o de forma indirecta colocando electrodos de superficie en las zonas de la piel localizadas justo encima del tejido muscular. A este último método se le suele conocer como electromiografía de superficie (sEMG, por sus siglas en inglés), el cual, al ser un método de detección no invasivo y permitir obtener información sobre la activación muscular, como la intensidad de la contracción muscular, la manifestación de la fatiga muscular y el reclutamiento de unidades motoras, se ha convertido en un método muy popular en la investigación.

2.7.1. Procesamiento del sEMG

La actividad mioeléctrica en la superficie de la piel se encuentra dentro de un ancho de banda limitado que suele estar desde los 15 hasta los 400 Hz, con amplitudes dentro del rango de μV o mV , dependiendo de la intensidad de la contracción muscular [4].

La detección de la actividad mioeléctrica se realiza mediante el uso de un amplificador diferencial, el cual debe tener conectadas las entradas a un par de electrodos situados a lo largo de la dirección de la fibra muscular a sensar, y un tercer electrodo de referencia situado en el hueso más cercano a la fibra. Una vez detectada de forma eficaz la actividad mioeléctrica, esta debe someterse a un filtro analógico anti-aliasing y posteriormente al proceso de conversión analógico-digital que permitirá se realice el procesamiento digital de la señal [4].

Usualmente se suele utilizar un filtro pasa banda con frecuencias de corte similares a las que componen la actividad mioeléctrica (15-400 Hz), acompañado de un filtro notch

digital que permita atenuar la interferencia provocada por la línea [4].

2.7.2. Descriptores de amplitud del sEMG

Existen diferentes indicadores que pueden ser utilizados para estimar la amplitud del sEMG, tal es el caso de la amplitud pico a pico, la cual nos proporciona un valor instantáneo de la amplitud del sEMG. Sin embargo, este no es un indicador robusto de la amplitud de la señal de sEMG [4].

Los descriptores de amplitud de sEMG más comunes son la promediación de muestras rectificadas o elevadas al cuadrado de sEMG crudo a lo largo de una determinada tarea motora. Estos descriptores se conocen como el valor rectificado promedio (ARV o MAV, por sus siglas en inglés)(Ecuación 2.2) y el valor cuadrático medio (RMS, pos sus siglas en inglés)(Ecuación 2.3). Dichos descriptores suelen usarse para estimar las variaciones temporales de la amplitud del sEMG en ventanas cortas entre 250 ms o 500 ms [4].

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |EMG[n]| \quad (2.2)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (2.3)$$

Estos descriptores de amplitud suelen proporcionar información similar, la gran diferencia entre ellos se encuentra en la función de densidad de probabilidad (PDF, por sus siglas en inglés) que generan, donde el RMS suele ser un descriptor con PDF Gaussiana, mientras que el ARV suele ser una descriptor con PDF Laplaciana. En general, se suele utilizar el RMS debido que teóricamente la PDF de sEMG es Gaussiana, sin embargo, existen trabajos que han demostrado que en la práctica la PDF de sEMG es más cercana a una PDF Laplaciana, caso en el cual es recomendable utilizar el ARV como descriptor [5] [16].

Capítulo 3

Antecedentes

3.1. Desarrollos previos al proyecto

En el INR-LGII se han realizado trabajos previos relacionados al desarrollo de una neuroprótesis, los cuales han logrado que dicho sistema sea funcional, e incluso se ha probado con algunos pacientes del propio instituto. Estos trabajos incluyen una plataforma de software para control y configuración de la neuroprótesis [14] [9] y la implementación de una aplicación FES en lazo abierto comandada por EEG [13] [3].

3.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis

Consiste en una GUI implementada en MATLAB®(The MathWorks Inc., Natick, E.U.A.), la cual consta de 4 pantallas que en conjunto permiten: a) realizar el registro de datos de un paciente o usuario en el que se probará el dispositivo, b) realizar el entrenamiento de un clasificador de movimientos voluntarios, c) ejecutar una aplicación FES en lazo abierto, o bien d) experimentar con los parámetros del estimulador y el sistema de registro de biopotenciales para determinar el patrón de estimulación óptimo para el paciente. Esta plataforma realiza una conexión a dispositivos comerciales: RehaStim 2 para estimulación eléctrica, y Cyton Board para adquisición de biopotenciales) que permiten la integración de las funciones de la neuroprotesis [14] [9].

3.1.2. Aplicación FES en lazo abierto

La aplicación FES, que se encuentra inmersa en la plataforma de software para la neuroprótesis, está basada en una Interfaz Cerebro-Computadora. Dicha aplicación le muestra al sujeto una serie de 5 movimientos predefinidos, dentro de los cuales el sujeto debe seleccionar alguno cerrando los ojos. Una vez seleccionado y confirmado el movimiento objetivo, el sistema envía una secuencia de pulsos de estimulación eléctrica para asistir al sujeto a realizar el movimiento elegido. En esta aplicación los parámetros de estimulación eléctrica están predeterminados antes de iniciar la aplicación, los cuales

se determinan en una sesión de calibración personalizada [13] [3].

3.2. Sistemas FES existentes

En la literatura existe una diversidad de trabajos que implementan un lazo cerrado para aplicaciones FES, los cuales utilizan dispositivos de estimulación que varían entre dispositivos comerciales o prototipos, sin embargo, la revisión bibliográfica realizada para este proyecto se centró en trabajos que utilizan el dispositivo RehaStim como dispositivo de estimulación, y que además implementaran alguna aplicación para rehabilitación de miembro superior.

Trabajos como los documentados en [20] y [10], muestran la importancia de las aplicaciones que implementan una terapia por medio de un entrenamiento en espejo para facilitar la recuperación motora de miembros superiores e inferiores en pacientes con hemiplejia. Dicha importancia radica en lograr la ilusión de un movimiento sincrónico entre dos extremidades sanas, ilusión que ha demostrado puede promover la recuperación de la funcionalidad de la extremidad paralizada [6].

El trabajo documentado en [22] demuestra la gran capacidad que tienen los algoritmos implementados en una máquina de estados finitos para realizar el control de una neuroprótesis, además de demostrar que estos algoritmos permiten al experimentador una comprensión rápida sobre el funcionamiento del esquema de control.

Otros trabajos como lo son [21] y [23] son de utilidad para el proyecto debido a que demuestran que al lograr una integración de los componentes y control de una neuroprótesis se pueden realizar aplicaciones que presenten un funcionamiento en tiempo real o muy cercano a este.

El Cuadro 3.1 resume la información de los trabajos mencionados anteriormente, mostrando información como autor, año de publicación, propósito del trabajo, señales de comando y retroalimentación utilizadas, y dispositivo de estimulación. Cabe mencionar que todos estos trabajos presentan una implementación dentro de las plataformas de software MATLAB® y Simulink®.

Una revisión bibliográfica adicional se centró en trabajos que utilizaran señales de sEMG como señal de control, para rescatar los descriptores de amplitud comúnmente usados y los tipos de control utilizados para cada aplicación.

El Cuadro 3.2 resumen la información de los trabajos consultados para dicha revisión bibliográfica, mostrando información como autor, año de publicación, propósito de la aplicación, descriptor de amplitud utilizado y tipo de control implementado.

Autor	Año	Propósito	Señales utilizadas	Dispositivo
Christina Salchow, <i>et al.</i> [20]	2016	Entrenamiento en espejo aplicado a la mano	Electromiografía y movimiento de mano	RehaMove Pro
Mignxu Sun [22]	2014	Recuperación de funciones de miembro superior	Acelerometría	RehaStim 1
Daniel Simonsen, <i>et al.</i> [21]	2017	Asistencia para apertura y cierre de mano	Posición del objeto y posición de la mano	STMISOLA
Billy Woods, <i>et al.</i> [23]	2018	Asistencia en miembro inferior para funciones de ciclismo	Mecanomiografía, fuerza aplicada a pedales y posición de cigüeñal	RehaStim 1

Cuadro 3.1: Revisión de sistemas FES reportados en la literatura con aplicaciones similares a las de este proyecto.

Autor	Año	Propósito	Descriptor sEMG	Tipo de control
Yu Zhou, <i>et al.</i> [27]	2018	FES contralateral para miembro superior	RMS	Regresión lineal
Tommaso Lenzi, <i>et al.</i> [11]	2012	Control de exoesqueleto	Envolvente lineal	Proporcional
Jung Hee Kim, <i>et al.</i> [10]	2015	Terapia en espejo para recuperación de miembro superior	RMS	On-Off
Gustavo Aguirre, <i>et al.</i> [1]	2015	Control de brazo robótico	Amplitud	Lógica difusa
Xin Yi, <i>et al.</i> [25]	2013	Cierre contralateral de párpado en conejos	RMS	On-Off
Sachs NA, <i>et al.</i> [19]	2006	Cierre contralateral de párpado en roedores	Integración	On/Off
Lucas Fonseca, <i>et al.</i> [8]	2019	Asistencia contralateral para cierre de mano	Envolvente	FSM

Cuadro 3.2: Revisión de tipos de control y descriptores de amplitud comúnmente usados en aplicaciones de control basado en sEMG

Capítulo 4

Metodología

4.1. Sistema propuesto

Para este proyecto se planteó un sistema que implementa un control de FES en lazo cerrado utilizando la técnica de biofeedback. El sistema consiste en la adquisición de dos canales de sEMG, del brazo izquierdo, los cuales son procesados y se utilizan como entrada de un sistema de control que realiza la modulación de la amplitud de dos canales de estimulación eléctrica en el brazo derecho. Este sistema implementa un control contralateral para realizar un entrenamiento en espejo de las acciones de apertura y cierre de mano.

En la Figura 4.1 se muestra un esquema general del sistema desarrollado, en el cual se muestran en rojo los elementos implementados en este proyecto.

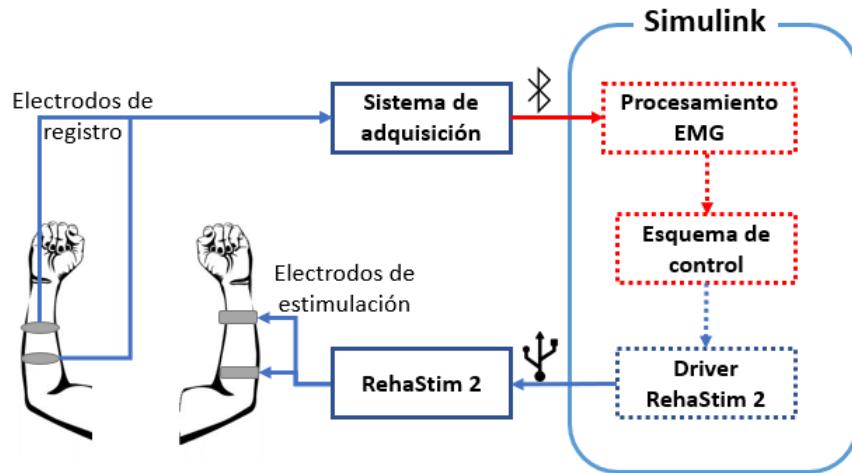


Figura 4.1: Sistema propuesto para el proyecto. Líneas continuas representan entes de hardware y líneas discontinuas representan entes de software. Elementos en rojo representan zonas de trabajo del proyecto.

4.2. Adquisición de datos en Simulink®

Para realizar la adquisición de las señales de sEMG se utilizó el sistema Cyton Board, el cual tiene una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Dicho sistema utiliza un chip ADS1299 (Texas Instruments Inc., Dallas, E.U.A.) para realizar la conversión analógico-digital de las señales, el cual codifica los datos de cada muestra, utilizando codificación en complemento a 2, en un flujo de datos de 27 bytes esquematizado en la Figura 4.2. En dicha figura se aprecia claramente que cada muestra de cada canal está conformada por 3 bytes, formando un total de 24 bytes para los 8 canales, mientras que los primeros 3 bytes corresponden a información de estado propia del ADS1299.

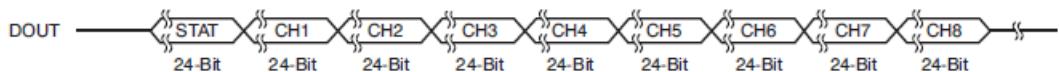


Figura 4.2: Flujo de datos de salida del ADS1299.

Para realizar la decodificación del flujo de datos dentro de Simulink®, se diseñó un subsistema encargado de la solicitud y decodificación de datos, para esto se utilizó el bloque *Query Instrument* del *Instrument Control Toolbox* para realizar la solicitud de datos, los cuales fueron decodificados con bloques de la librería estándar de Simulink®. La figura 4.3 muestra la implementación de este subsistema.

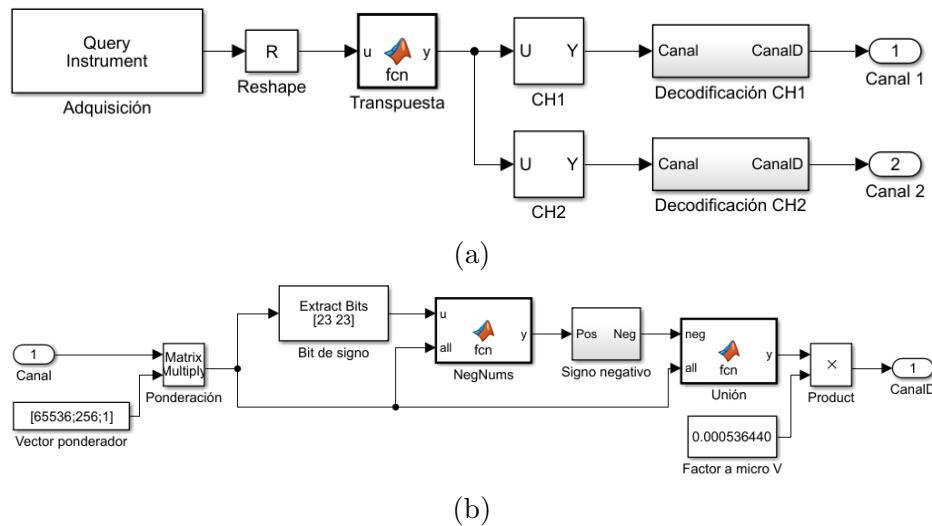


Figura 4.3: Diagrama de bloques del subsistema decodificador del flujo de datos implementado en Simulink®. (a) Vista general del subsistema diseñado para realizar adquisición y decodificación del flujo de datos. (b) Vista interna del subsistema encargado de la decodificación del flujo de datos.

El funcionamiento del subsistema responsable de la solicitud y decodificación de datos implementado dentro de Simulink® se encuentra esquematizado en la Figura 4.4, y lleva a cabo el siguiente algoritmo:

1. Se realiza la adquisición de N muestras, lo cual generará un vector columna con dimensión $(27 * N) \times 1$ (Figura 4.4 (a)), donde 27 corresponde al tamaño en bytes del flujo de datos a recibir y 1 corresponde a 1 columna en la que se recibirán los datos.
2. Se aplica una operación de reshape a dicho vector para obtener una matriz con dimensión $27 \times N$ (Figura 4.4 (b)).
3. Se obtiene la transpuesta de dicha matriz para obtener una matriz de dimension $N \times 27$ (Figura 4.4 (c)).
4. Se realiza la extracción de las columnas asociadas al canal a procesar, obteniendo una matriz de dimensión $N \times 3$ (Figura 4.4 (d)), donde 3 es el número de bytes correspondientes a cada muestra.
5. Se realiza el producto de la matriz del canal a procesar con un vector (columna) ponderador que contiene el peso de cada columna (byte) necesario para obtener el valor de la muestra de 24 bits (Figura 4.4 (e)). El vector ponderador está compuesto por los valores 2^{16} , 2^8 y 2^0 , los cuales corresponden a realizar un corrimiento hacia la izquierda de 16, 8 y 0 bits respectivamente. Como resultado de dicho producto se obtiene un vector de dimensión $N \times 1$ (Figura 4.4 (f)).
6. Se extraen del vector f las muestras en las que se encuentren codificados, en complemento a 2, un número negativo. Esto se realiza al obtener el valor del bit 23 (bit más significativo), y si dicho bit tiene un valor de 1 implica que dicha muestra codifica un número negativo (Figura 4.4 (g)).
7. Se obtiene el complemento a 1 de cada elemento (muestra) del vector g , sumando 1 a cada muestra y multiplicándola por -1. De esta operación se obtiene un vector con las muestras decodificadas a número negativos (Figura 4.4 (h)).
8. Se insertan los elementos del vector h en sus posiciones originales del vector f . De este último paso se obtiene un vector con las N muestras decodificadas a números de 24 bits con signo (Figura 4.4 (i)).

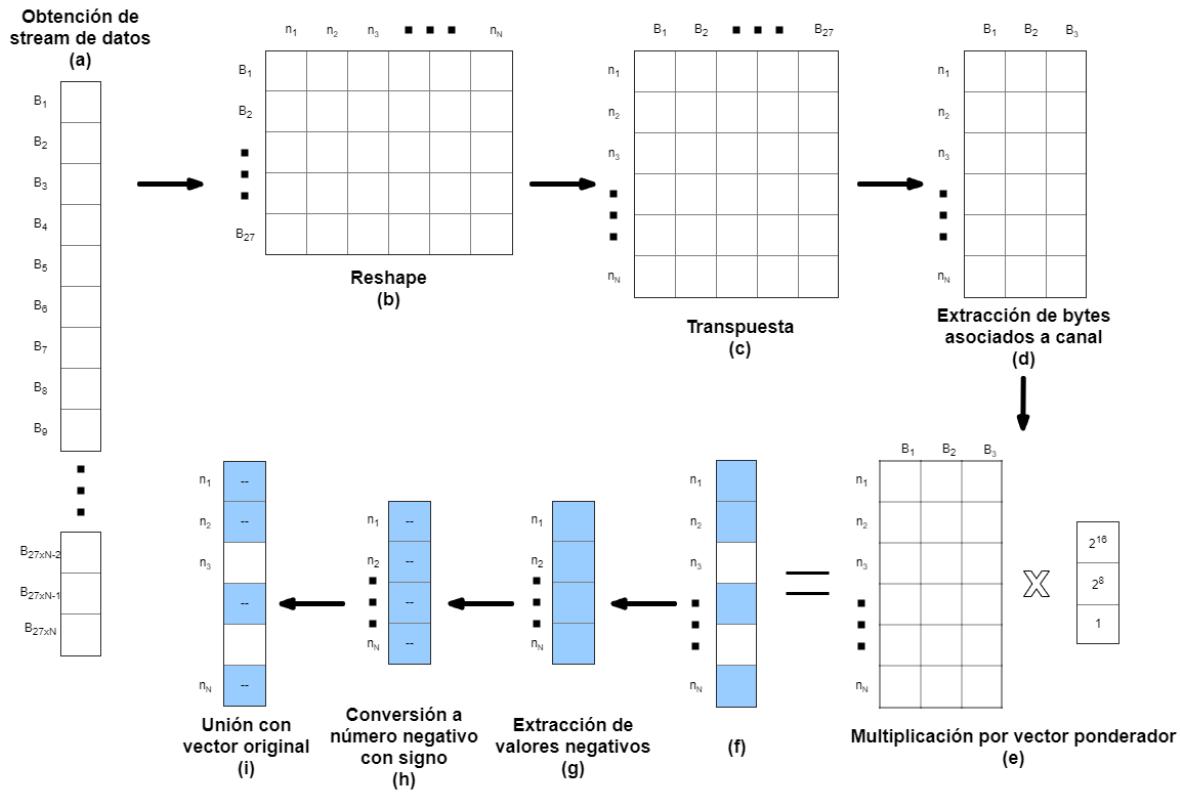
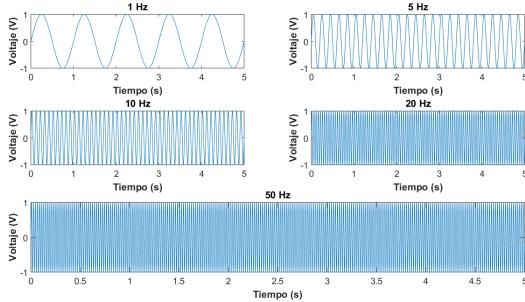


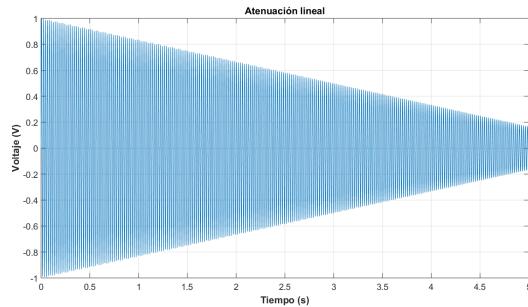
Figura 4.4: Funcionamiento del subsistema decodificador del flujo de datos.

4.3. Evaluación de bloque de adquisición y decodificación

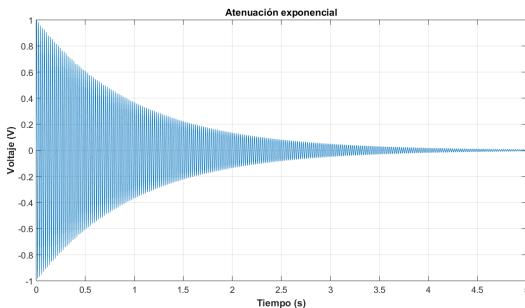
Se llevó a cabo un procedimiento para evaluar el desempeño del subsistema diseñado en Simulink® para la adquisición y decodificación de datos. En MATLAB® se generó un banco de señales senoidales conformado por 5 senoidales puras de 1 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz y 50 Hz (Figura 4.5a), tres senoidales de 50 Hz moduladas en amplitud con distintas envolventes: una envolvente de una recta con pendiente negativa (Figura 4.5b), una envolvente de una exponencial decreciente (Figura 4.5c), y una envolvente que simula la señal sEMG correspondiente a la tarea de incrementar gradualmente una contracción muscular, mantener dicha contracción y relajar el músculo gradualmente (Figura 4.5d). Todas las señales del banco se diseñaron con una frecuencia de muestreo de 250 Hz y una duración de 5 segundos, excepto la última, que se diseñó con una duración de 15 segundos; adicionalmente, todas las señales se generaron como objetos de audio dentro de MATLAB®, para poder reproducirlas como audio y a partir de la salida de audio de la computadora poder acceder a ellas.



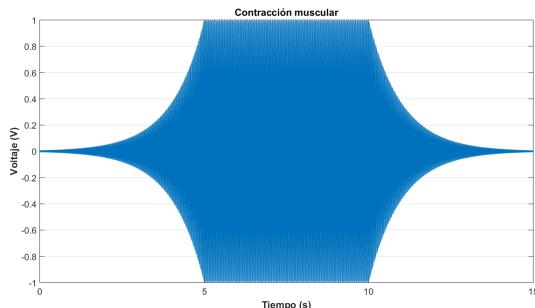
(a) Senoidales puras a diferentes frecuencias.



(b) Senoidal de 50 Hz con atenuación lineal.



(c) Senoidal de 50 Hz con atenuación exponencial.



(d) Senoidal de 50 Hz simulando el sEMG de una contracción muscular.

Figura 4.5: Banco de señales para evaluación de adquisición.

El proceso para la evaluación del funcionamiento del subsistema de adquisición se llevó a cabo de la siguiente manera:

1. Se realiza la adquisición de tres repeticiones de cada una de las señales del banco de señales de prueba.
 - a) Se conecta una punta de un jack de audio de 3.5 mm a la salida de audio de la computadora. La otra punta se conectó al dispositivo de adquisición (Cyton Board) de la siguiente forma: el pin *izquierdo* se conectó a un pin diferencial del canal 1, mientras que el pin *tierra* se conectó a la entrada BIAS y al pin diferencial restante del canal 1. La Figura 4.6 ilustra estas conexiones.
 - b) Se realiza la solicitud de datos utilizando el subsistema decodificador implementado en Simulink®(Figura 4.3), y al mismo tiempo se inicia el conteo de un cronómetro.
 - c) Dos segundos después de haber iniciado la solicitud de datos, se procede a reproducir la señal de audio de prueba.
 - d) Tras haber transcurrido 10 s (20 s para la simulación del sEMG de una contracción), se detiene la adquisición del subsistema de Simulink®y se guardan los datos registrados dentro de un archivo con extensión .mat.
2. Se cargan, dentro del workspace de MATLAB®, los datos de las señales adquiridas y los datos de las señales patrón.
3. Se procede a alinear de forma manual la señal adquirida con la señal patrón, y posteriormente se calcula el coeficiente de correlación de Pearson (Ecuación 4.1. Donde σ_{xy} representa la covarianza de x,y ; σ_x representa la desviación estándar de x ; y σ_y representa la desviación estándar de y) entre ambas señales.
4. Se obtiene la media aritmética de los valores obtenidos al aplicar el coeficiente de correlación de Pearson a cada una de las señales registradas (24 registros en total). El valor obtenido se utiliza como indicador de la calidad del subsistema de adquisición y decodificación de datos.

$$r = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} \quad (4.1)$$

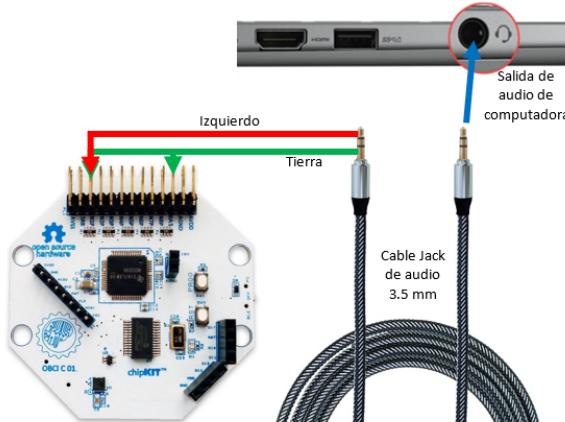


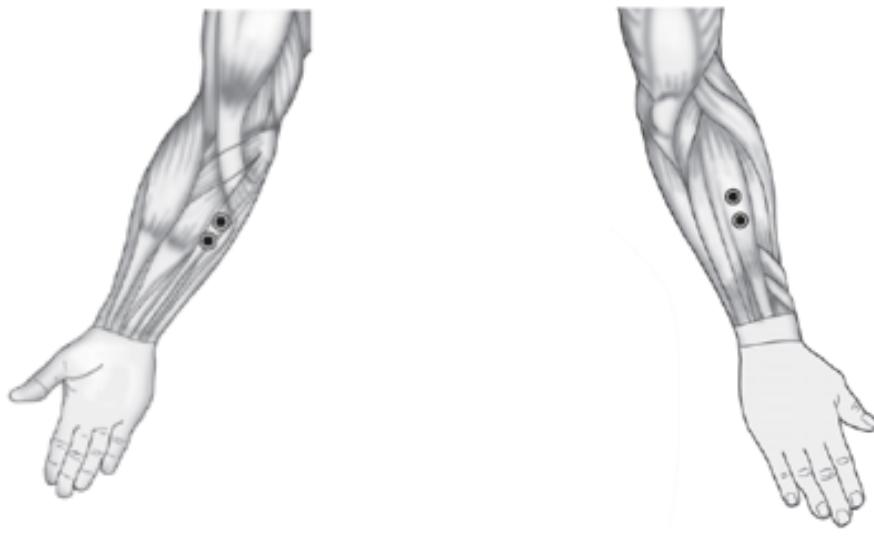
Figura 4.6: Conexiones para evaluación de bloque de adquisición.

4.4. Protocolo para registro de sEMG

Para garantizar repetibilidad en los registros de sEMG se implementó un protocolo para realizar la adquisición de dicha señal. Dicho protocolo se describe a continuación y utiliza electrodos Telectrode T718 (Bio-Protech Inc., Chino, E.U.A.):

1. Se configura el dispositivo de adquisición (Para el caso del Cyton Board esta configuración es la preprogramada por el fabricante):
 - a) Frecuencia de muestreo a 250 Hz.
 - b) Ganancia 24 para los canales de adquisición 1 y 2.
 - c) BIAS (función de reducción de ruido común) habilitado para los canales de adquisición 1 y 2.
2. Se preparan las zonas donde se colocaran los electrodos para registro de sEMG, limpiando con algodón y alcohol las zonas ventral y dorsal del antebrazo, así como el codo.
3. Se ubican los puntos para colocación de electrodos:
 - a) Para el par de electrodos que registrará la actividad relacionada con el movimiento de flexión de dedos (pinza gruesa), el músculo asociado es el músculo flexor digitorum (Figura 4.7a):
 - 1) Se mide la distancia de codo a muñeca en el lado ventral del antebrazo.
 - 2) Se coloca una marca al 25 % de la medida obtenida.
 - b) Para el par de electrodos que registrará la actividad relacionada con el movimiento de extensión de dedos (apertura de mano), el músculo asociado es el músculo extensor digitorum (Figura 4.7b):
 - 1) Se mide la distancia de codo a muñeca en el lado dorsal del antebrazo.

- 2) Se coloca una marca al 75 % de la medida obtenida.
4. Se colocan, centrados sobre la marca obtenida para el flexor digitorum (Figura 4.7a), dos electrodos (en dirección de las fibras musculares) separados 3 cm. Este par de electrodos se conecta al canal 1 del dispositivo de adquisición por medio de cables con conector tipo Snap.
5. Se colocan, centrados sobre la marca obtenida para el extensor digitorum (Figura 4.7b), dos electrodos (en dirección de las fibras musculares) separados 3 cm. Este par de electrodos se conecta al canal 2 del dispositivo de adquisición por medio de cables con conector tipo Snap.
6. Se coloca un electrodo de referencia sobre el codo. Dicho electrodo se conecta al pin BIAS del dispositivo de adquisición.



(a) Ubicación de electrodos para flexor digitorum.

(b) Ubicación de electrodos para extensor digitorum.

Figura 4.7: Posicionamiento de electrodos para realizar registros de sEMG. Adaptado de [4].

4.5. Procesamiento de sEMG

Se diseñaron tres filtros digitales Butterworth orden 2 para realizar el procesamiento de sEMG:

- Un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 15 Hz, para eliminar las variaciones en la línea base del registro.

- Un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 100 Hz, para eliminar armónicos de 60 Hz y demás interferencias de alta frecuencia.
- Un filtro rechaza banda centrado en 60 Hz, para reducir la interferencia de la línea

Todos estos filtros se diseñaron utilizando la función *butter* de MATLAB®. Las gráficas de respuesta en frecuencia de estos filtros se muestran en las Figuras 4.8 a 4.10.

Se implementó dentro de Simulink® un bloque responsable de obtener el valor RMS de ventanas de 100 ms (25 muestras para una frecuencia de muestro de 250 Hz) del registro de sEMG, para utilizar dicho descriptor de amplitud como señal de control. Adicionalmente se implementó un filtro de mediana de 10 muestras (Ecuación 4.2), el cual tiene como propósito conseguir una señal RMS suavizada.

$$y[n] = \text{mediana}(x[n] : x[n - N]) \quad (4.2)$$

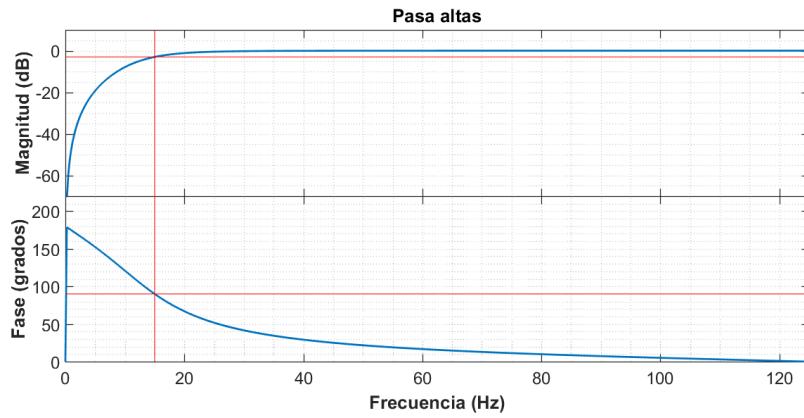


Figura 4.8: Respuesta en frecuencia de filtro pasa altas.

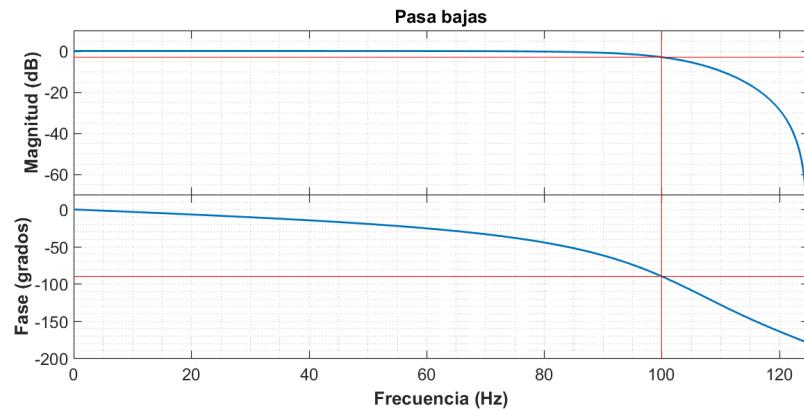


Figura 4.9: Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajas.

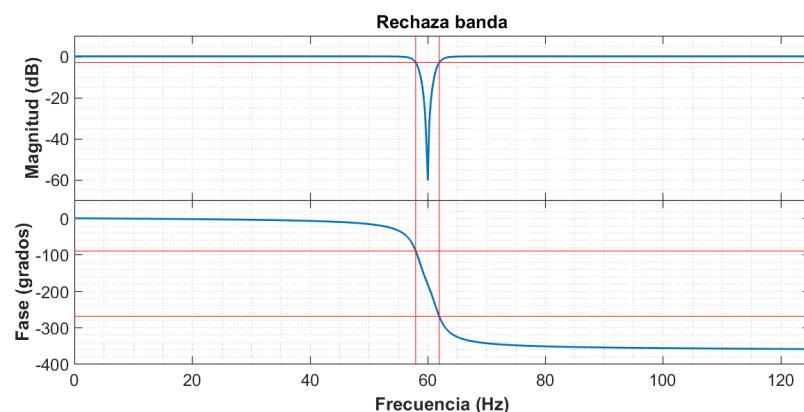


Figura 4.10: Respuesta en frecuencia de filtro rechaza banda.

4.6. Sistema de control

A grandes rasgos, el sistema de control implementado para este proyecto consta de la combinación de una FSM y un mapeo proporcional. La FSM (Figura 4.11) determina el canal de estimulación eléctrica que se activará, a partir de la salida del algoritmo para la detección de movimiento.

permite clasificar la intención de movimiento del sujeto en tres clases (descanso, pinza gruesa y apertura de mano), mientras que el control proporcional permite realizar la modulación de la amplitud de corriente eléctrica a partir de la amplitud del sEMG.

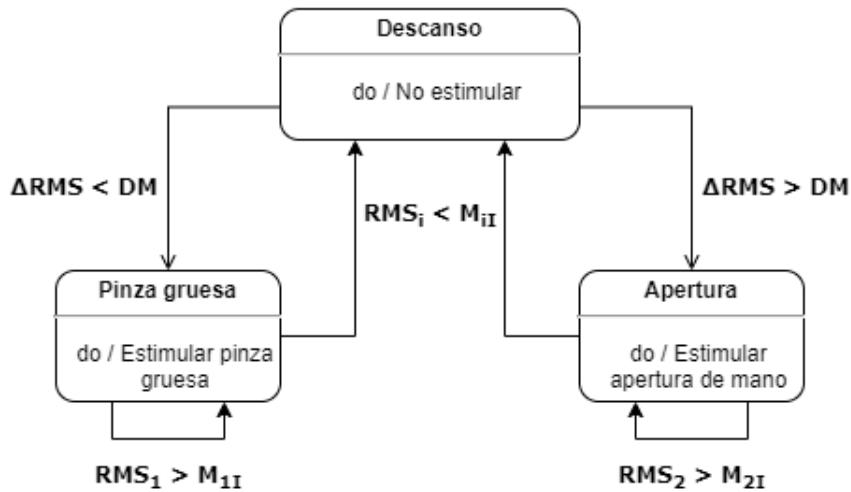


Figura 4.11: Máquina de estados finitos encargada de la detección de movimiento e inicio del control proporcional.

La máquina de estados necesita principalmente tres parámetros para llevar a cabo la transición de los movimientos: detector de movimiento (DM), umbral de pinza gruesa incompleta (M_{1I}) y umbral de apertura de mano incompleta (M_{2I}), y dentro de los estados pinza gruesa y apertura, la FSM necesita de la ecuación de mapeo proporcional para poder llevar a cabo la modulación de la estimulación eléctrica. La obtención de dichos parámetros se obtiene de un proceso de calibración que se realiza para cada sesión de prueba.

Posterior al proceso de calibración se realiza una validación fuera de línea, donde a partir del registro de calibración y los parámetros arrojados por esta se pone a prueba el funcionamiento del sistema. Cuando la validación fuera de línea presenta un porcentaje de acierto igual o mayor al 80% se procede a configurar el sistema para realizar una prueba en línea y posteriormente realizar la tarea objetivo.

Todas las etapas antes mencionadas del sistema de control se describen a continuación.

4.6.1. Calibración

El proceso de calibración del sistema consta a su vez de una calibración de los parámetros de estimulación eléctrica y una calibración de los valores de amplitud RMS del sEMG.

Calibración de parámetros FES

El objetivo de esta calibración es el obtener los umbrales motores y funcionales de los movimientos de apertura de mano y pinza gruesa. Para esta calibración se utiliza el sistema de colocación de electrodos de estimulación eléctrica desarrollado en el INR-LGII, el cual se encuentra descrito en [12], en conjunto con la pantalla *Experimentación* (Figura 4.12) de la GUI diseñada en el INR-LGII [9].

El proceso para la obtención de los umbrales antes mencionados consiste en realizar la colocación de los electrodos de estimulación eléctrica y realizar una exploración de la respuesta del sujeto ante diferentes valores de amplitud de corriente eléctrica que le serán proporcionados. Dichos valores exploran el rango entre 1 y 15 mA, utilizando un incremento de 1 mA. El umbral motor será el primer valor de amplitud que genere una respuesta motora notable a simple vista y reconocida por el sujeto en la mano del sujeto; mientras que el umbral funcional será aquél valor de amplitud que provoque el movimiento objetivo de la mano con un rango de movimiento completo, similar a un movimiento voluntario

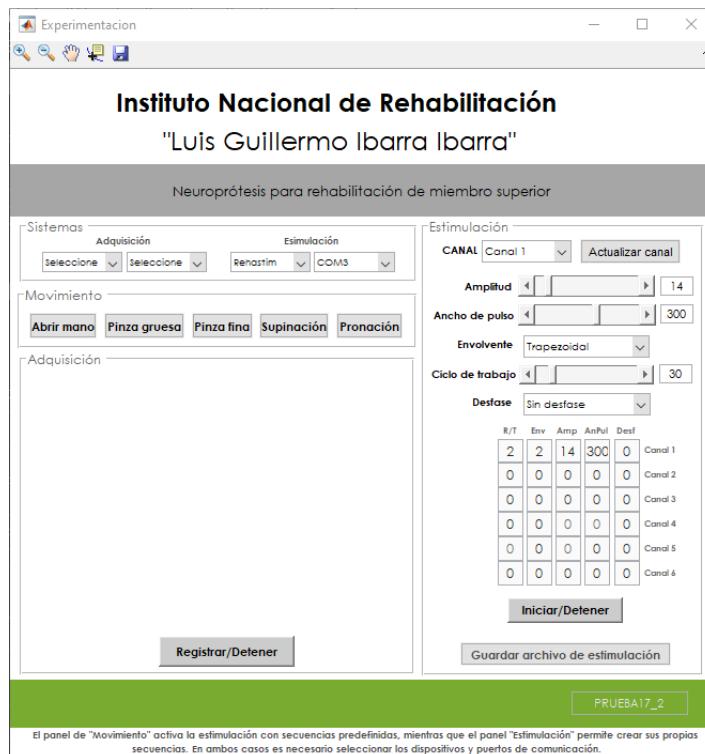


Figura 4.12: GUI utilizada para calibración de FES.

Calibración de amplitud RMS de sEMG

Para realizar esta calibración se utiliza el protocolo de registro descrito en la sección 4.4 y una pantalla de calibración diseñada para este proyecto (Figura 4.13), la cual muestra indicaciones de los movimientos que debe realizar el sujeto y a la par realiza el registro de sEMG y almacena marcadores asociados a la indicación de movimiento solicitada. Una vez colocados los electrodos para registro de sEMG, se le muestra al sujeto cuales son los movimientos asociados a cada una de las indicaciones que se le irán mostrando en la GUI. Los movimientos mostrados son denominados *descanso* (DD), *apertura incompleta* (AI), *apertura completa* (AC), *pinza gruesa incompleta* (CI) y *pinza gruesa completa* (CC), los cuales se pueden observar en la Figura 4.14.

Al terminar las repeticiones de los movimientos solicitados, la GUI nos arroja en la consola de MATLAB® los valores de los umbrales RMS para los movimientos apertura de mano incompleta y completa, pinza gruesa incompleta y completa, y descanso, para cada canal de registro. La obtención de estos umbrales se realiza mediante la Ecuación 4.3, donde M_i representa a uno de los 5 movimientos antes mencionados, RMS_n representa al valor RMS obtenido para la n-esima ventana de registro (100 ms) asociada al movimiento M_i , y N representa la cantidad de valores RMS asociados al movimiento M_i .

$$M_i = \frac{\sum_{n=1}^N RMS_n}{N} \quad (4.3)$$

La GUI también proporciona un valor denominado *detector de movimiento* (DM), y los parámetros de las rectas que se utilizarán para llevar a cabo el control lineal.

El detector de movimiento, junto a los umbrales de movimiento incompleto, se utiliza para llevar a cabo la transición de estados de la FSM, siendo esta última la encargada de clasificar la intención de movimiento del sujeto. El detector de movimiento se obtiene utilizando la Ecuación 4.4, donde RMS_{2n} y RMS_{1n} representan el valor RMS de la n-esima ventana de registro para el movimiento de apertura incompleta en los canales 2 y 1 respectivamente, y N representa la cantidad de valores RMS existentes para el movimiento de apertura incompleta.

$$DM = \frac{\sum_{n=1}^N RMS_{2n} - RMS_{1n}}{N} \quad (4.4)$$

Los parámetros de las rectas que arroja la GUI son la pendiente (m) y la ordenada al origen (b), donde dichas rectas son utilizadas para llevar a cabo el control lineal de los movimientos apertura de mano y pinza gruesa. Estos parámetros se obtienen a partir de las Ecuaciones 4.5 y 4.6, donde m_i y b_i representan la pendiente y ordenada al origen, respectivamente, de la i-esima recta; U_{iF} y U_{iM} representan los umbrales funcionales y motores, respectivamente, obtenidos tras la calibración de parámetros FES para el i-esimo movimiento correspondiente; M_{iC} y M_{iI} representan los umbrales de los movimientos completos e incompletos, respectivamente, del i-esimo canal de

registro.

$$m_i = \frac{U_{iF} - U_{iM}}{M_{iC} - M_{iI}} \quad (4.5)$$

$$b_i = U_{iM} - m_i * M_{iI} \quad (4.6)$$

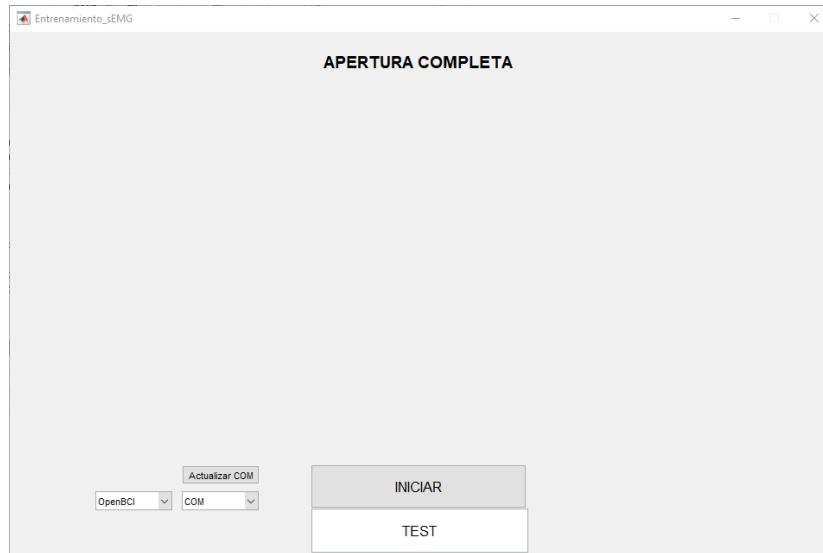
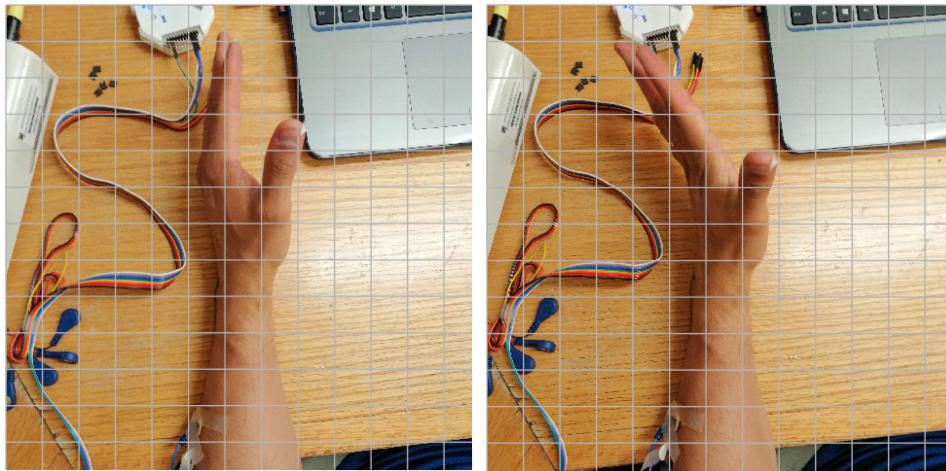


Figura 4.13: GUI utilizada para calibración de amplitud RMS.

4.6.2. Validación fuera de línea

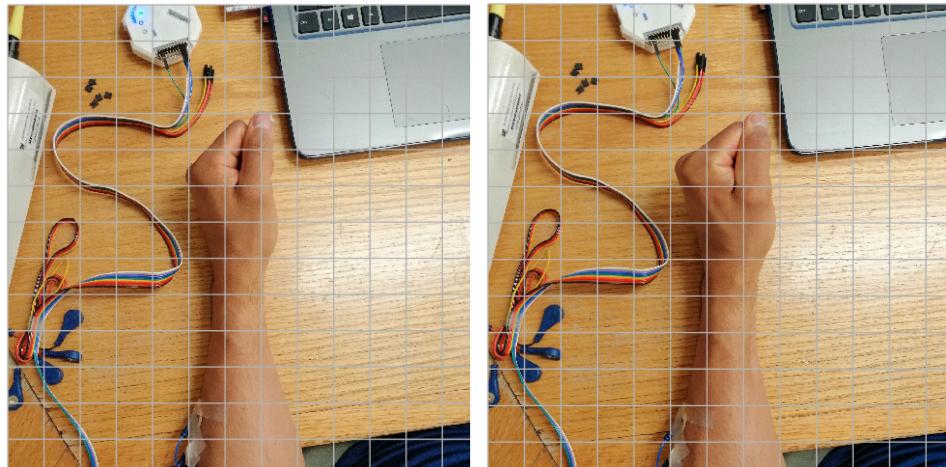
El propósito de esta prueba consiste en obtener un indicador que proporcione información sobre el desempeño del sistema, al configurarlo con los parámetros obtenidos en la calibración, en su función de clasificación de movimientos.

Para obtener dicho indicador, se diseñó un script en MATLAB® que lee el registro de sEMG crudo obtenido en la etapa de calibración, posteriormente le aplica una etapa de procesamiento (filtrado, obtención de RMS y suavizado) y por último aplica el algoritmo de control diseñado (FSM y control proporcional); una vez obtenida la salida del algoritmo de control, se procede a realizar el conteo de los errores y aciertos que tuvo el sistema al realizar la clasificación de los movimientos, expresando dichos valores en términos de porcentaje. Si el porcentaje obtenido de acierto es igual o mayor al 80 %, se procede a configurar el sistema diseñado en Simulink® con los parámetros arrojados en la calibración, en caso contrario, se revisa si existen problemas en la colocación de electrodos para registro de sEMG y se repite el proceso de calibración.



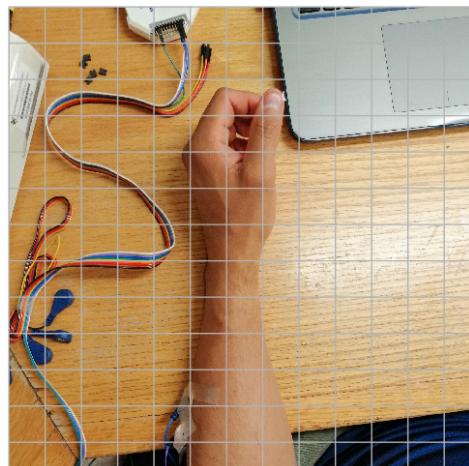
(a) Apertura incompleta.

(b) Apertura completa.



(c) Pinza gruesa incompleta.

(d) Pinza gruesa completa.



(e) Descanso.

Figura 4.14: Posturas de mano para calibración. Se agregó una cuadrícula a la imagen para poder observar las diferencias entre una postura y otra.

4.6.3. Validación en línea

Una vez que el sistema se ha validado fuera de línea, se procede a realizar una prueba para corroborar su funcionamiento en línea. Para esto, se configura el bloque *Control* del sistema completo implementado en Simulink®(Figura 4.15) con los parámetros obtenidos en la calibración, posteriormente, se configura el switch *Habilitar estimulación* a ceros, esto debido a que para esta prueba no se aplica estimulación eléctrica, y por último, se configura el tiempo de termino de la simulación a 60 s.

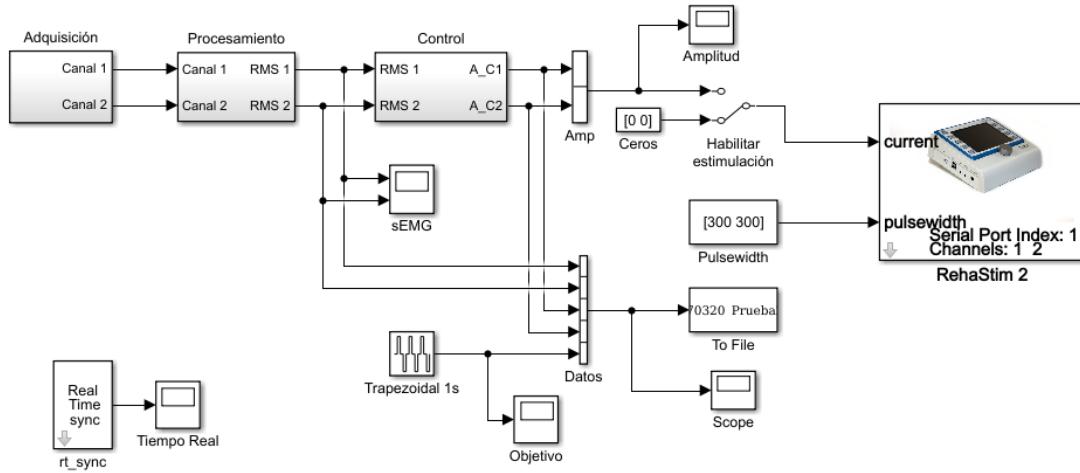


Figura 4.15: Sistema completo implementado en Simulink®.

Posteriormente, se le indica al sujeto la forma en la que se llevará a cabo la prueba y cómo deberá realizarla. Para esto, al sujeto se le mostrará en un scope una señal trapezoidal con ciclos negativos y ciclos positivos (Figura 4.16), el sujeto deberá realizar el seguimiento de dicha trapezoidal considerando que el ciclo positivo indica apertura de mano completa, mientras que el ciclo negativo indica pinza gruesa completa y que una línea en cero indica descanso. El sujeto deberá realizar una transición entre los movimientos indicados buscando seguir las pendientes de la trapezoidal. Una vez dadas las indicaciones se procede a iniciar la prueba, y a la par el experimentador deberá observar en otro scope la salida del bloque de control, donde se observará si la activación de canales de estimulación eléctrica corresponden a los movimientos que realiza el sujeto (pinza gruesa activa canal 1 de estimulación, apertura de mano activa canal 2 de estimulación, y descanso no activa algún canal de estimulación).

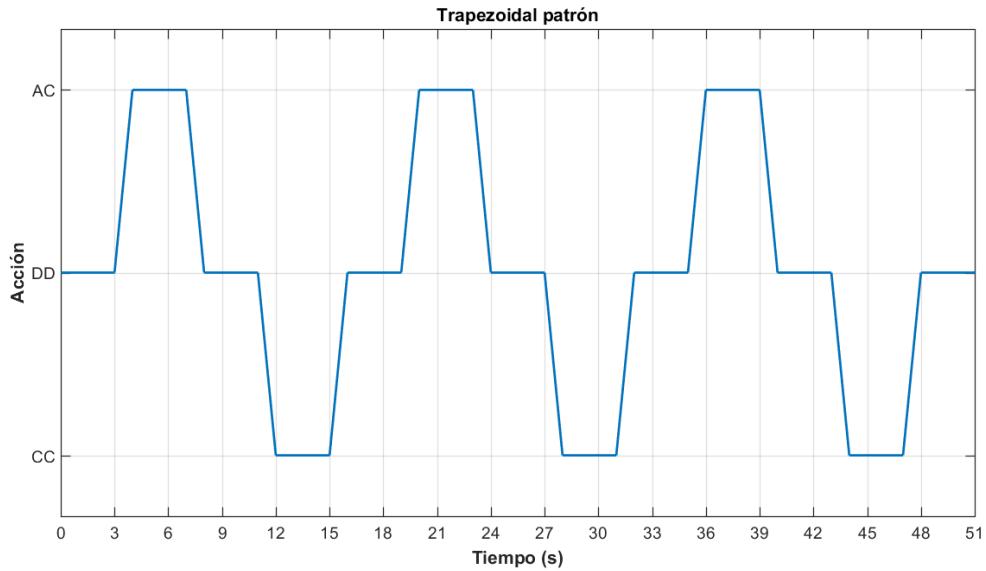


Figura 4.16: Segmento de señal trapezoidal objetivo utilizada para la prueba en línea y tarea objetivo. El ciclo positivo indica al sujeto que realice un movimiento de apertura completa (AC), el ciclo negativo indica al sujeto que realice un movimiento de pinza gruesa completa (CC), mientras que el valor en cero indica que realice un descanso (DD).

4.6.4. Tarea objetivo

Esta prueba final utiliza los mismos parámetros e indicaciones que en la prueba de validación en línea, sin embargo, para esta prueba se aplica estimulación eléctrica al brazo afectado del sujeto, por lo que el switch *Habilitar estimulación* se encuentra conectado la salida del bloque *Control*, y además, el tiempo de término de la simulación se configura a 180 s.

En esta prueba se busca medir el tiempo de retardo que existe entre el inicio del movimiento en la mano sana y el inicio del movimiento en la mano afectada. Para poder realizar esto se almacenan todos los datos de las señales involucradas en el sistema (canales de registros de sEMG, canales de estimulación eléctrica y señal patrón trapezoidal), y posterior a la finalización de la prueba se realiza un análisis manual en MATLAB® donde se determina el tiempo de retardo existente para cada movimiento, y se obtiene el promedio del retardo de todas las repeticiones realizadas para obtener un retardo global de la sesión.

4.6.5. Tarea funcional

Se diseñó una prueba de tiempo libre donde pudiera demostrarse la utilidad del sistema diseñado para realizar alguna tarea funcional útil para el sujeto, como puede ser el agarre de un objeto y su translación. Para ello, configurando el sistema completo de

la misma forma en la cual se configuró para la tarea objetivo, cambiando el tiempo de término de la simulación a *inf*, se le proporcionaron al sujeto dos objetos cilíndricos y se le colocó cada uno frente a cada una de sus manos. Se le solicitó que con el miembro sano fuera tomando dicho objeto, mientras que con ayuda de su hombro del miembro afectado fuera acercando su mano al otro objeto para, por efecto de la estimulación eléctrica, lograr tomarlo. Una vez que lograse tomarlo, con la misma ayuda de su hombro tendría que levantar dicho objeto y desplazarlo a un lugar diferente del lugar donde lo tomó y bajar suavemente dicho objeto para finalmente soltarlo. La Figura 5.7 esquematiza los pasos de los que consta la tarea objetivo.

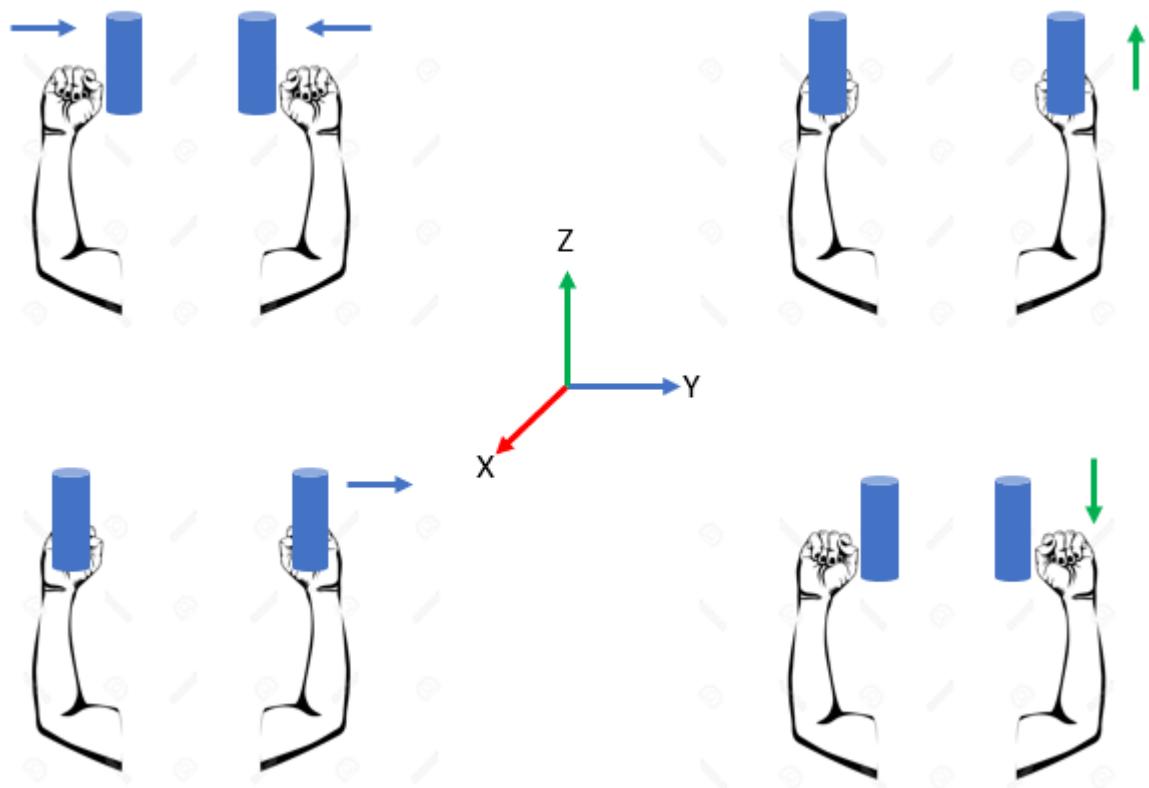


Figura 4.17: Esquema de tarea funcional con tiempo libre. De izquierda a derecha y de arriba a abajo: Se acerca la mano al objeto y se toma; Con ayuda del hombro del miembro afectado se levanta el objeto; Se traslada el objeto a un lugar diferente al inicial; Con ayuda del hombro del miembro afectado se baja el objeto y se suelta.

Capítulo 5

Resultados

5.1. Adquisición de datos

Tras realizar la evaluación del subsistema de adquisición descrito en la sección 4.2 utilizando el procedimiento detallado en la sección 4.3, se obtuvo un valor de correlación promedio de 0.915 ± 0.0604 , el cual se obtuvo de un total de 40 registros realizados (3 repeticiones de cada una de las señales que conforman el banco de señales para evaluación de la adquisición). En la Figura 5.1 se puede observar una comparación entre la señal patrón y la señal adquirida con el subsistema diseñado en Simulink®.

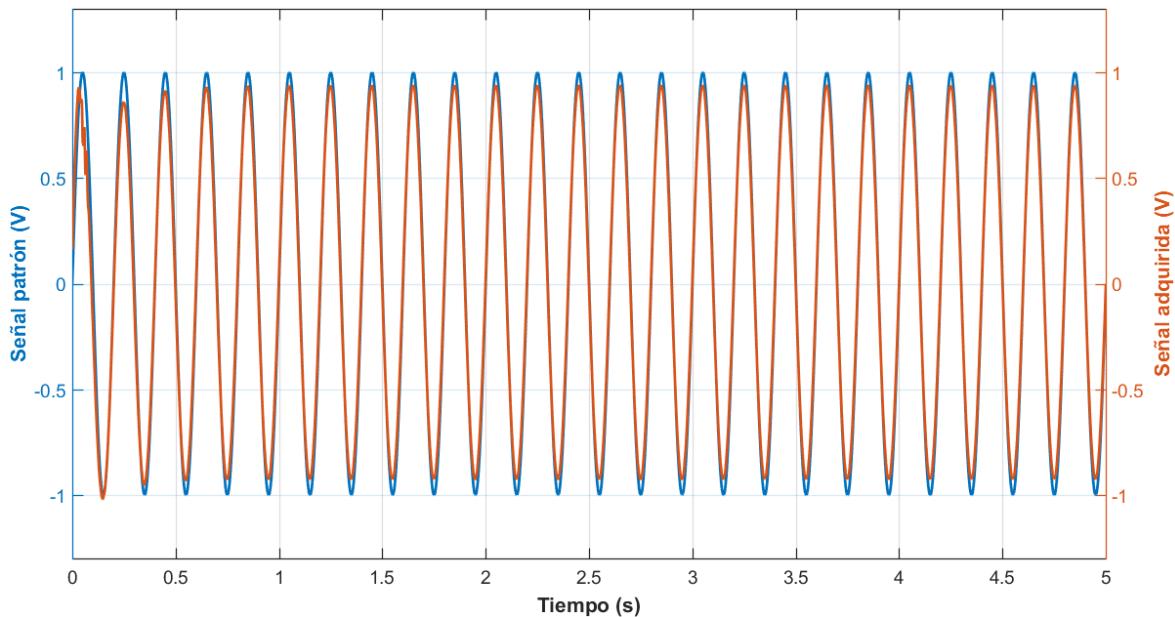


Figura 5.1: Comparación entre señales para evaluación de adquisición. Señal patrón generada en MATLAB®(azul). Señal adquirida mediante el subsistema de adquisición diseñado en Simulink®(Rojo).

5.2. Procesamiento de sEMG

El esquema de filtrado utilizado (filtro pasa altas, filtro pasa bajas y filtro rechaza banda), al igual que el procesamiento para obtención del RMS suavizado, se pusieron a prueba fuera de línea con 10 sujetos (6 hombres y 4 mujeres) sanos de edades entre 20 y 24 años.

La Figura 5.2 muestra una comparación entre los canales de sEMG adquiridos para las pruebas de procesamiento y el resultado de su filtrado fuera de línea.

En la Figura 5.3 se muestra un ejemplo del resultado del procesamiento para obtención de RMS suavizado.

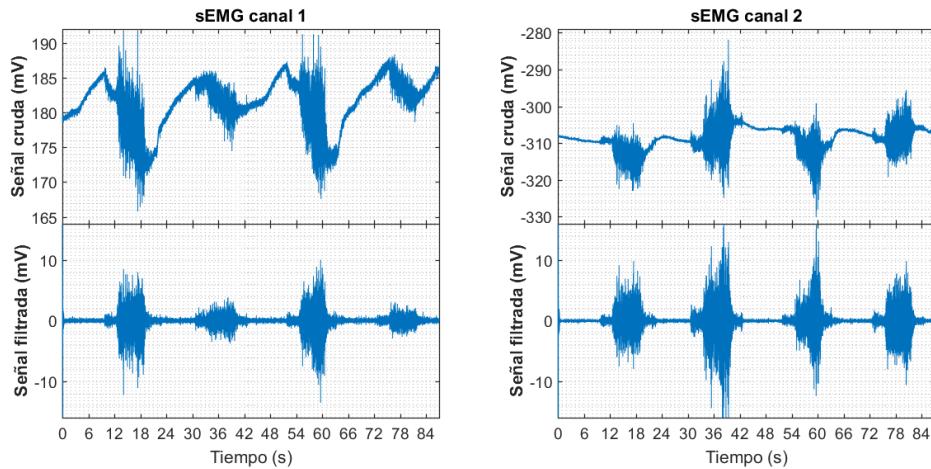


Figura 5.2: Ejemplo representativo del funcionamiento del esquema de filtrado diseñado.

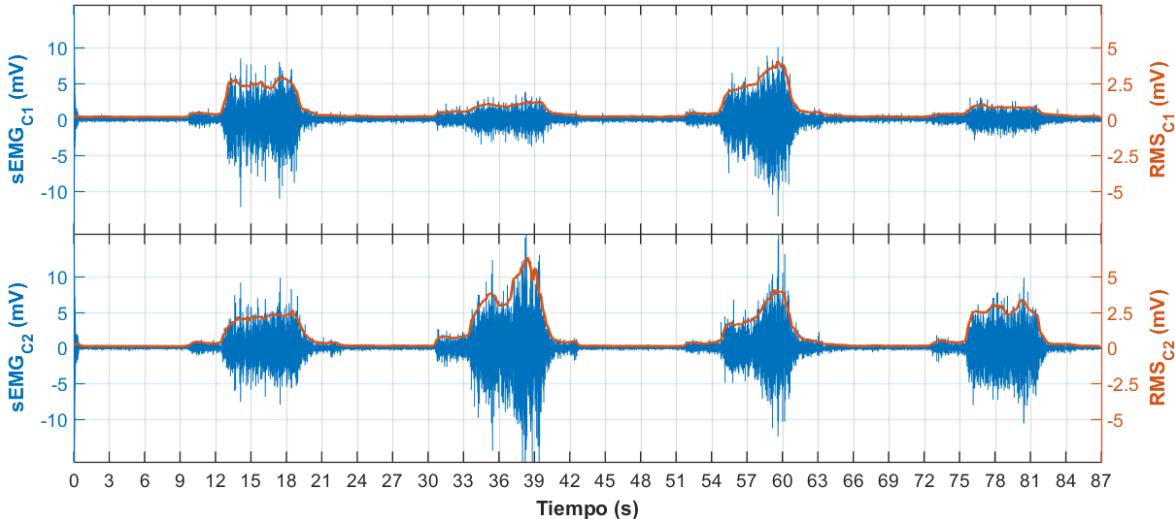


Figura 5.3: Ejemplo representativo de la obtención de envolvente de RMS. En azul, los registros de sEMG. En rojo, las envolventes de RMS.

5.3. Sistema de control

El sistema completo se puso a prueba con un sujeto varón sano de 22 años de edad, en el cual presentaron resultados satisfactorios. Relacionado a la validación fuera de línea, el algoritmo para la clasificación de los movimientos obtuvo un porcentaje de acierto del 81 %. La Figura 5.4 muestra el resultado de la prueba para la validación fuera de línea. Respecto a la prueba de validación en línea, en esta demostró una respuesta del sistema de acuerdo a lo esperado. La Figura 5.5 presenta un segmento de las señales obtenidas tras la realización de la prueba en línea. En relación a la tarea objetivo, el sistema logró llevar a cabo la modulación de la estimulación eléctrica de forma satisfactoria, con un notable retardo del sistema, el cual al medirlo como se describe en la sección 4.6.4, se obtuvo un valor de retardo de 2.3 ± 0.3553 s. La Figura 5.6 muestra un acercamiento a las señales obtenidas al término de la tarea objetivo, donde es notorio el retardo entre la generación de la señal patrón y el inicio de la modulación de estimulación eléctrica.

Respecto a la tarea funcional, este se logró llevar a cabo sin complicaciones en el sujeto de prueba antes mencionado, el cual pudo realizar por completo la tarea. Las Figuras 5.7a a 5.7d muestran momentos en los que el sujeto llevó a cabo la tarea funcional.

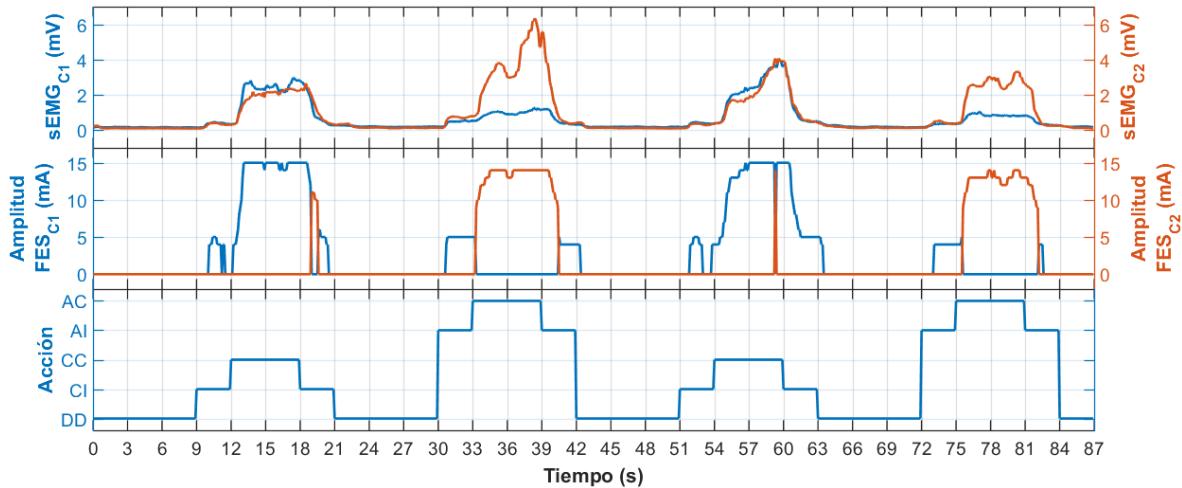


Figura 5.4: Ejemplo representativo exitoso del funcionamiento fuera de línea del sistema de control. Arriba: Envoltorios de sEMG (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Centro: Amplitudes de estimulación eléctrica (salida del sistema de control) (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Abajo: Marcadores de acción solicitada al sujeto (descanso (DD), pinza gruesa incompleta (CI), pinza gruesa completa (CC), apertura incompleta (AI), apertura completa (AC)).

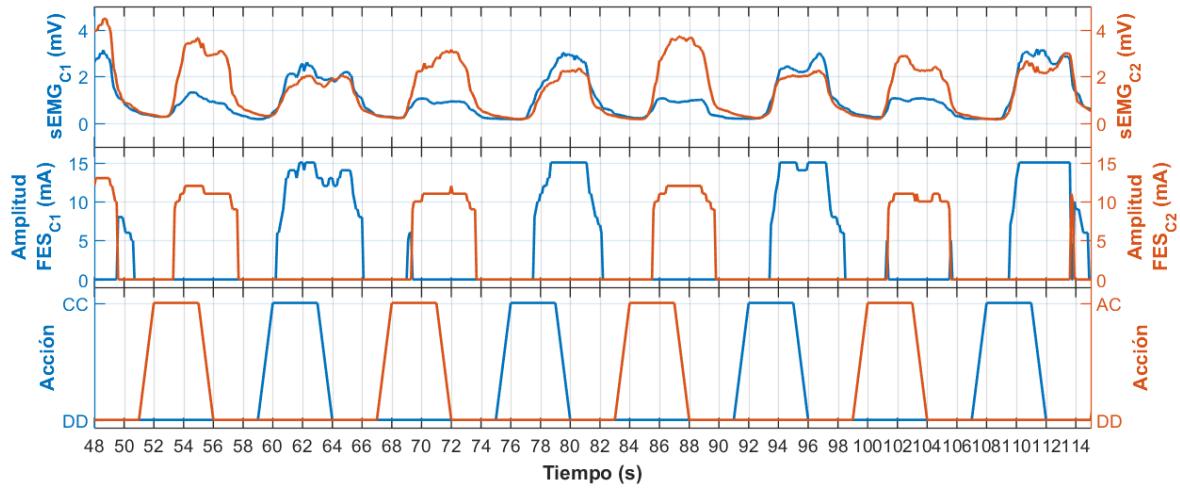


Figura 5.5: Segmento de prueba representativa exitosa del funcionamiento en línea del sistema de control. Arriba: Envoltorios de sEMG (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Centro: Amplitud de estimulación eléctrica (salida del sistema de control) (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Abajo: Señal trapezoidal patrón indicadora de tarea a seguir (descanso (DD), pinza gruesa (CC), apertura completa (AC)).

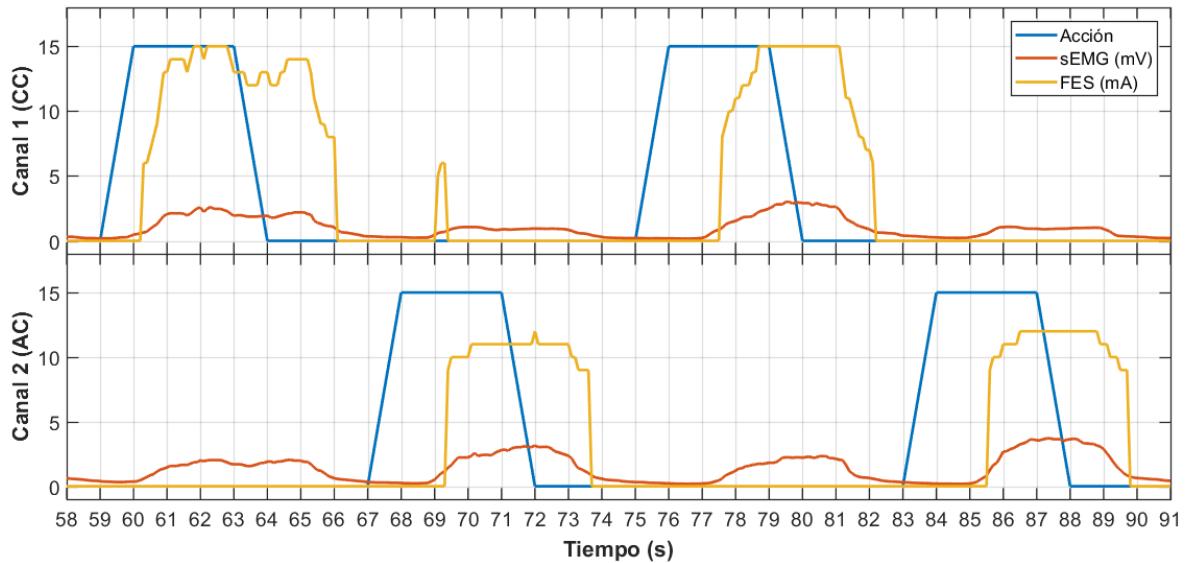


Figura 5.6: Segmento de prueba representativa de tarea objetivo. Se muestran las diferentes señales asociadas a cada movimiento una sobre otra para visualizar el retraso existente. Arriba: Señales para movimiento pinza gruesa completa. Abajo: Señales para movimiento apertura completa. En azul se muestra la señal trapezoidal patrón del movimiento a seguir. En rojo se muestra la envolvente de sEMG. En amarillo se muestra la amplitud de estimulación eléctrica (salida del sistema control).



(a) Apertura de mano para tomar objeto.

(b) Pinza gruesa con objeto tomado.



(c) Levantamiento de objeto para trasladarlo.

(d) Apertura de mano para soltar objeto posterior a su traslado.

Figura 5.7: Momentos de sujeto realizando tarea funcional.

Capítulo 6

Discusión y conclusiones

El trabajo realizado en este proyecto se espera sea tomado en cuenta para generar mejores técnicas para rehabilitación de pacientes con discapacidad de miembro superior, basando dichas técnicas en una neuroprótesis para rehabilitación basada en FES. Este proyecto plantea las bases para realizar una adecuada implementación de una aplicación de estimulación eléctrica en lazo cerrado, a partir de señales sEMG del miembro no afectado en pacientes con hemiplejia por ACV (Accidente Cerebro-Vascular). Los principales resultados obtenidos se discuten a continuación, junto a las limitaciones del trabajo y posibles temas para trabajar a futuro.

Adquisición y decodificación de datos

El subsistema diseñado para realizar la adquisición y decodificación de datos tiene la particularidad de que puede ser utilizado para cualquier dispositivo de adquisición que utilice un chip ADS1299, como el prototipo de adquisición en desarrollo en la División de Investigación Médica del INR-LGII, sólo son necesarios pequeños cambios en la selección de los bytes correspondientes a cada canal. Un problema que tiene este subsistema se encuentra en el bloque responsable de realizar la solicitud de muestras al dispositivo de adquisición, ya que es un bloque perteneciente al *Instrument Control Toolbox* de Simulink®, por lo cual si no se cuenta con dicho toolbox el sistema no será funcional. Una posible mejora a este subsistema sería el diseño de un bloque responsable de la solicitud de muestras implementado en algún lenguaje de bajo nivel, esto podría hacer al sistema flexible y veloz, ya que actualmente el bloque de solicitud realiza una comunicación con MATLAB® para poder establecer una conexión serial con el dispositivo de adquisición, proceso que puede estar generando algún retraso dentro de todo el sistema. Un aspecto importante que podría ayudar a rastrear el origen del retraso existente actualmente en el sistema desarrollado en este proyecto, es la medición del retraso que genera dicho subsistema por sí solo, esto podría ayudar a determinar los puntos de trabajo para una mejora de este sistema desarrollado.

Protocolo para registro de sEMG

El protocolo descrito en este proyecto se presta a errores humanos al momento de ubicar el lugar adecuado para la colocación de electrodos, por lo cual no se garantiza una repetibilidad del 100 % en los registros. Se propone realizar un estudio donde se analice la actividad mioeléctrica en distintas posiciones del brazo en diversos sujetos, buscando obtener una estandarización en el posicionamiento de electrodos para aplicaciones similares a la desarrollada en este proyecto.

Procesamiento de sEMG

Actualmente todo el procesamiento de las señales de sEMG se lleva a cabo por ventanas no traslapadas de adquisición, este proceso genera un retardo natural definido por la longitud de la ventana analizada, por lo cual el realizar un procesamiento con ventanas traslapadas o bien muestra a muestra podría disminuir este retardo natural. La implementación de un filtro de mediana móvil resultó de gran utilidad para conseguir una envolvente suave que sirviera como señal de control, sin embargo existen métodos como la regla trapezoidal que podrían arrojar resultados similares, por lo cual se podrían implementar algún otro método y determinar si dicho método disminuye el retardo del sistema. Un aspecto sumamente importante en el procesamiento es el hecho de que no se trabajó con señales de sEMG normalizadas, esto podría estar afectando al desempeño del sistema y sería una buena idea implementar una aplicación similar evaluando el desempeño utilizando sEMG normalizado y no normalizado. Esto último es particularmente importante, ya que la actividad mioeléctrica que presenta un sujeto en diversas sesiones puede cambiar de manera significativa, y claramente la actividad mioeléctrica tampoco será similar entre diferentes sujetos, por lo que implementar el sistema utilizando señales de sEMG normalizado podría ayudar a estandarizar el sistema de control diseñado.

Sistema de control

Recordando que el sistema de control consta de dos grandes partes: 1)Máquina de estados finitos para la identificación de movimientos; 2)Control proporcional para realizar modulación sEMG-FES. Se puede comentar lo siguiente:

En cuanto a la identificación de movimientos, se considera que la implementación de un clasificador basado en una FSM que cambia de estado según se superen determinados valores de umbrales no es la mejor forma para realizar una clasificación, pero quizás sí una de las más fáciles. Este clasificador demostró ciertos problemas en identificar cambios de estado visualmente notorios, por ejemplo, en los movimientos incompletos de apertura o cierre existían momentos en los cuales el clasificador no identificaba el movimiento de forma adecuada a pesar de que visualmente se notara un cambio en la envolvente. Adicional a esto, existe también la posibilidad de que los propios umbrales puedan estar generando un retardo en el tiempo de inicio de la estimulación eléctrica, ya que habrá movimientos incompletos que no logren pasar ese umbral, y

por lo tanto no activar la estimulación eléctrica; una buena idea sería probar disminuir los umbrales para lograr la activación de la estimulación con movimientos ligeros. Otro aspecto importante de este clasificador implementado, es la imposibilidad de compensar la fatiga muscular. Implementar un clasificador robusto basado en algún algoritmo de inteligencia artificial o LDA podría ser de mayor utilidad para una aplicación que se fuera utilizar para rehabilitación.

En cuanto al control proporcional encargado de la modulación de la amplitud FES, hay que destacar que este se obtiene a partir de dos umbrales obtenidos en la etapa de calibración, y considerando que el sEMG no presenta un comportamiento lineal, es probable que este método para la obtención de la ecuación del control proporcional no pueda realizar un seguimiento preciso a los cambios existentes en las señales de sEMG. Una mejora a esta parte podría ser la realización de una calibración con más de dos puntos, y a partir de ellos obtener una regresión lineal, o en su momento introducir algún bloque de control que logre representar la relación existente entre las señales sEMG y la fuerza ejercida o el torque muscular. Cabe destacar que debido a que la técnica de retroalimentación utilizada para este proyecto es el biofeedback, no existe como una señal de retroalimentación que se esté considerando dentro del control proporcional, y recordemos que la definición de este control estable que la señal control debe ser una señal de error obtenida a partir de la diferencia entre la señal ideal y la señal real, por ejemplo, la señal de sEMG del miembro no afectado y la señal de sEMG del miembro afectado. El agregar una señal de retroalimentación que pueda ser considerada dentro del sistema de control probablemente mejorará el desempeño de este.

Relacionado a la prueba de la tarea funcional, el hecho de que se lograra llevar a cabo con éxito es un indicador del potencial que tienen aplicaciones basadas en este proyecto para terapias de rehabilitación, dando a los pacientes la posibilidad de realizar tareas comunes de su vida diaria. Se espera que con las correctas adecuaciones, el sistema diseñado en este proyecto pueda ser de utilidad en sujetos con hemiplejia. Adicionalmente, sería bueno realizar una variante de esta prueba donde se lleva a cabo el mismo procedimiento pero mediante un experimento cruzado (un sujeto controla mientras otro sujeto es estimulado), y junto con algún algoritmo de visión por computadora poder determinar el retardo existente en esta prueba, para así tener una métrica más sobre el desempeño del sistema.

Referencias

- [1] AGUIRRE-VARGAS, G., FLORES-ABAD, Á., ALBA-BAENA, N., ACOSTA-GUADARRAMA, J. C., AND CANALES-VALDIVIEZO, I. Control de Señales EMG para el Movimiento de un Brazo Robótico de Tres Grados de Libertad. *Cultura Científica y Tecnológica* 12, 55 (2015).
- [2] BEQUETTE, B. W. *Process Control: Modeling, Design and Simulation*, 1 ed. Prentice Hall, 2003.
- [3] CASTILLO, J. *Señales de comando basadas en EEG para una neuroprótesis*. Reporte de proyecto terminal, División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa., Enero 2019.
- [4] CAVALCANTI-GARCIA, M., AND VIERIRA, T. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte* 4, 1 (2011), 17–28.
- [5] CLANCY, E. A., AND HOGAN, N. Probability Density of the Surface Electromyogram and Its Relation to Amplitude Detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 46, 6 (1999), 730–739.
- [6] DECONINCK, F. J., SMORENBURG, A. R., BENHAM, A., LEDEBT, A., FELTHAM, M. G., AND SAVELSBERGH, G. J. Reflections on Mirror Therapy: A Systematic Review of the Effect of Mirror Visual Feedback on the Brain. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 29, 4 (2015), 349–361.
- [7] FINN, W. E., AND LOPRESTI, P. G. *Handbook of Neuroprosthetic Methods*. CRC Press, 2003.
- [8] FONSECA, L., TIGRA, W., NAVARRO, B., GUIRAUD, D., FATTAL, C., BÓ, A., FACHIN-MARTINS, E., LEYNAERT, V., GÉLIS, A., AND AZEVEDO-COSTE, C. Assisted grasping in individuals with tetraplegia: Improving control through residual muscle contraction and movement. *Sensors (Switzerland)* 19, 20 (oct 2019), 4532.
- [9] FUENTES, J. *Plataforma de control y configuración de una neuroprótesis para rehabilitación en miembro superior*. Reporte de proyecto terminal, División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa., Agosto 2018.

- [10] KIM, J. H., AND LEE, B. H. Mirror Therapy Combined With Biofeedback Functional Electrical Stimulation for Motor Recovery of Upper Extremities After Stroke: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Occupational Therapy International* 22, 2 (2015), 51–60.
- [11] LENZI, T., DE ROSSI, S. M. M., VITIELLO, N., AND CARROZA, M. C. Intention-Based EMG Control for Powered Exoskeletons. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59, 8 (2012), 2180–2190.
- [12] MARTIN, A. *Manga para el posicionamiento estratégico de electrodos de registro de sEMG y de estimulación eléctrica funcional en miembro superior para uso en una Neuroprótesis*. Tesis de grado, Facultad de Ingeniería. Universidad La Salle A.C., 2019.
- [13] MERCADO, J., CASTILLO, J., TOLEDO, C., QUINZAÑOS, J., AND GUTIERREZ, J. A Simple Approach for EEG-FES Triggered Upper Limb Rehabilitation. *Rehab-week 2019 / International Functional Electrical Stimulation Society Conference* (2019).
- [14] MERCADO, J., FUENTES, J., TOLEDO, C., CASTELLANOS, N., AND GUTIERREZ, J. Design of a Flexible Platform for prototyping of FES-based Motor Rehabilitation Systems. *22 Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society* (2018).
- [15] PECKHAM, P. H., AND KNUTSON, J. S. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications.
- [16] PHINYOMARK, A., THONGPANJA, S., QUAINE, F., AND LAURILLAU, Y. Optimal EMG Amplitude Detectors for Muscle- Computer Interface. In *2013 10th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology* (Krabi, Thailand, 2013), pp. 1–6.
- [17] POPOVIĆ, D. B. Principles of command and control for neuroprostheses. In *Implantable Neuroprostheses for Restoring Function*. 2015, pp. 45–58.
- [18] POPOVIC, M. R., AND THRASHER, A. T. Neuroprostheses. In *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering*, G. E. Wnek and G. L. Bowlin, Eds., 2 ed. 2008, ch. Neuroprost, pp. 1056–1065.
- [19] SACHS, N., CHANG, E., AND WEILAND, J. Contralateral EMG-Triggered Electrical Stimulation of the Eyelid. In *11th Annual Conference of the International FES Society* (Zao, Japan, 2006), no. September, pp. 286–288.
- [20] SALCHOW, C., VALTIN, M., SEEL, T., AND SCHAUER, T. Development of a Feedback-Controlled Hand Neuroprosthesis: FES-Supported Mirror Training.
- [21] SIMONSEN, D., SPAICH, E. G., HANSEN, J., AND ANDERSEN, O. K. Design and Test of a Closed-Loop FES System for Supporting Function of the Hemiparetic

Hand Based on Automatic Detection Using the Microsoft Kinect Sensor. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 25, 8 (2017), 1249–1256.

- [22] SUN, M. *A Functional Electrical Stimulation (FES) Control System For Upper Limb Rehabilitation*. PhD thesis, University of Salford, 2014.
- [23] WOODS, B., SUBRAMANIAN, M., SHAFTI, A., AND FAISAL, A. A. Mechanomyography based closed-loop Functional Electrical Stimulation cycling system. *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)* (2018), 179–184.
- [24] WRIGHT, J., MACEFIELD, V. G., VAN SCHAIK, A., AND TAPSON, J. C. A Review of Control Strategies in Closed-Loop Neuroprosthetic Systems. *Frontiers in Neuroscience* 10 (2016).
- [25] YI, X., JIA, J., DENG, S., SHEN, G., XIE, Q., AND WANG, G. A Blink Restoration System With Contralateral EMG Triggered Stimulation and Real-Time Artifact Blanking. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 7, 2 (2013), 140–148.
- [26] YUCHA, C. B., AND MONTGOMERY, D. *Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback*, vol. 6656. AAPB Wheat Ridge, CO, 2008.
- [27] ZHOU, Y., FANG, Y., GUI, K., LI, K., ZHANG, D., AND LIU, H. sEMG Bias-driven Functional Electrical Stimulation System for Upper-Limb Stroke Rehabilitation. *IEEE Sensors Journal* 18, 16 (2018), 6812–6821.