

División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Licenciatura en Ingeniería Biomédica

Reporte de Proyecto Terminal

Aplicación de Estimulación Eléctrica Funcional en Lazo
Cerrado Para el Control Contralateral de la Pinza
Gruesa de la Mano

Alumno: Enrique Mena Camilo

Matrícula: 2153009451

Asesores:

Dr. Omar Piña Ramírez

M.en C. Jorge Airy Mercado Gutiérrez

Marzo de 2020

Índice general

1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
2.1. Estimulación eléctrica funcional	3
2.2. Neuroprótesis	3
2.3. Señales de comando y retroalimentación	4
2.3.1. Señal de comando	4
2.3.2. Señal de retroalimentación	4
2.4. Esquemas de control	5
2.4.1. Control en lazo abierto	5
2.4.2. Control en lazo cerrado	5
2.4.3. Control adaptativo	5
2.5. Algoritmos de control	6
2.5.1. Control On-Off	6
2.5.2. Máquina de estados finitos (FSM)	6
2.5.3. Control lineal	6
2.6. Retroalimentación	6
2.7. Electromiografía de superficie	7
2.7.1. Procesamiento	7
2.7.2. Descriptores de amplitud	7
3. Antecedentes	9
3.1. Desarrollos previos al proyecto	9
3.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis	9
3.1.2. Aplicación FES en lazo abierto	9
3.2. Sistemas FES existentes	10
4. Metodología	12
4.1. Sistema propuesto	12
4.2. Adquisición de datos en Simulink	13
4.3. Evaluación de bloque de adquisición y decodificación	14

4.4. Protocolo para registro de sEMG	16
4.5. Procesamiento de sEMG	17
4.6. Esquema de control	19
5. Resultados	21
5.1. Adquisición de datos	21
5.2. Procesamiento de sEMG	22
5.3. Esquema de control	22
6. Discusión	26
Referencias	29

Capítulo 1

Introducción

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 estimulación eléctrica funcional (FES, por sus siglas en inglés) para rehabilitación de miembro superior, que busca satisfacer las necesidades del INR en cuestiones de terapia e investigación.

Para dicho proyecto el INR 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, Alemania) y el sistema de adquisición de biopotenciales Cyton Board (OpenBCI Inc 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, 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. En el estado actual del sistema, 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, lo cual causa una dependencia del experimentador para la operación del sistema, y limita su utilidad para objetivos de rehabilitación, ya que no se consideran variables intrínsecas del paciente, como lo son: la intención de movimiento o actividad residual, que podrían contribuir a la modulación de los parámetros de estimulación y el movimiento resultante.

Debido a que la neuroprótesis desarrollada en el INR se ha utilizado en aplicaciones de lazo abierto donde 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 cuantitativa 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 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.

PROBLEMA

Para realizar el diseño de la aplicación se utilizarán dos canales de electromiografía de superficie (sEMG, por sus siglas en inglés) para la extracción de algún rasgo descriptivo de su amplitud, el cuál servirá para realizar el diseño de un esquema de control que permita identificar el tipo de movimiento a realizar (flexión o extensión de los dedos) y a su vez sirva como modulador de la amplitud de corriente eléctrica a inyectar en el miembro contrario, buscando lograr un funcionamiento en tiempo real.

Por lo tanto, 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, como parte de un esquema de control contralateral de movimientos de la mano.

Por ello, el objetivo general de este proyecto consiste en 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 que permita la recepción de datos seriales de un dispositivo de multicanal de adquisición de biopotenciales.
- Desarrollar un algoritmo que permita la 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 suplementar o reemplazar 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 llamadas neuroprótesis [12].

2.2. Neuroprótesis

Una neuroprótesis es un dispositivo que proporciona ráfagas cortas de impulsos eléctricos al sistema nervioso central o periférico a través de electrodos superficiales, para lograr producir funciones sensoriales o motoras. Estos dispositivos buscan sustituir o asistir una función dañada debido a una lesión o enfermedad en el sistema nervioso [15] [14].

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 [14].

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 [14].

2.3. Señales de comando y retroalimentación

Como se muestra en la Figura 2.1, una neuroprótesis por comando requiere de dos señales esenciales para lograr su correcto funcionamiento, una de estas es una señal de comando y otra es una señal de retroalimentación [14].

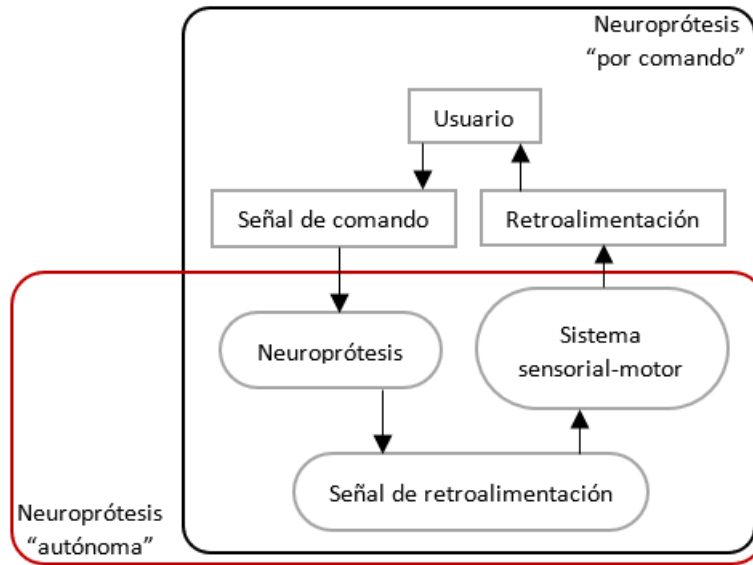


Figura 2.1: Esquema de los componentes generales de una neuroprótesis autónoma y por comando. Adaptado de [14].

2.3.1. Señal de comando

Son señales utilizadas como indicadores de eventos de determinada tarea. En el caso de las neuroprótesis son las señales que controlan las acciones de esta, especialmente las acciones relacionadas a la estimulación eléctrica (inicio, fin, incremento de intensidad, disminución de intensidad, etc.).

2.3.2. Señal de retroalimentación

Es un tipo de señal que brinda al sistema información relacionada a la respuesta a un determinado comando. Estas señales, en el caso de las neuroprótesis, suelen estar relacionadas con el monitoreo del movimiento que está realizando el sujeto debido a los efectos de la estimulación eléctrica y pueden registrarse mediante distintos tipos de sensores.

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 2.2 se ilustran a grandes rasgos las diferencias entre ambos esquemas de control.

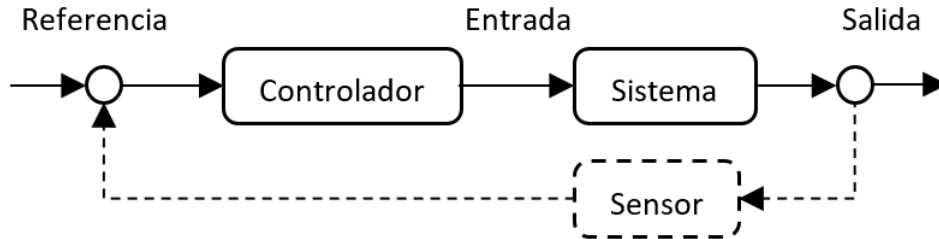


Figura 2.2: Esquema general de control en lazo abierto y control en lazo cerrado. El control en lazo abierto se ilustra con una línea sólida. El control en lazo cerrado se lleva a cabo cuando se incluye el elemento sensor, el cual se ilustra con una línea discontinua. Adaptado de [21].

2.4.1. Control en lazo abierto

En el control en lazo abierto se genera un comando a la línea de base, 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 [21].

2.4.2. Control en lazo cerrado

El control en lazo cerrado 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 [21].

2.4.3. Control adaptativo

El control adaptativo 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. 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 [21].

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.

2.5.1. Control On-Off

El control control On-Off: es una política de control en la que cuando una variable cruza un umbral predefinido, se activa un programa que habilita o deshabilita determinadas funciones del esquema de control [21].

2.5.2. Máquina de estados finitos (FSM)

Este 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 desencadena una serie de acciones y una transición de estado. Este tipo de modelo es periódico, entonces pueden realizarse transiciones de estado en respuesta al tiempo [21].

2.5.3. Control lineal

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 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 [21].

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 [23].

2.7. Electromiografía de superficie

La electromiografía se define como la detección y análisis del electromiograma (EMG). 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

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 micro Volts o mili Volts, dependiendo de la intensidad de la contracción muscular [3].

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 en la dirección de la fibra muscular a sensar, y además debe tener una referencia situada en el hueso más cercano a la fibra. Una vez detectado de forma eficaz la actividad mioeléctrica, esta debe someterse a un filtro anti-aliasing y posteriormente al proceso de conversión analógico-digital que permitirá se realice el procesamiento digital de la señal [3].

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 [3].

2.7.2. Descriptores de amplitud

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, no es un indicador de amplitud robusto [3].

Los descriptores de amplitud de sEMG más comunes consisten en la promediación de muestras rectificadas o elevadas al cuadrado de sEMG crudo a lo largo de una determinada tarea motora. Estos descriptores son conocidos como el valor rectificado promedio (ARV o MAV, por sus siglas en inglés)(Ecuación 2.1) y el valor cuadrático medio (RMS, por sus siglas en inglés)(Ecuación 2.2). Dichos descriptores suelen ser usados para estimar las variaciones temporales de la amplitud del sEMG en ventanas cortas entre 250 ms o 500 ms [3].

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |EMG[n]| \quad (2.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (2.2)$$

Estos descriptores de amplitud suelen proporcionar información similiar, 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 [4] [13].

Capítulo 3

Antecedentes

3.1. Desarrollos previos al proyecto

En el INR se han realizado trabajos previos relacionados al desarrollo de la neuroprótesis, los cuales han logrado que dicho sistema sea funcional y útil en pacientes del propio instituto. Estos trabajos incluyen una plataforma de software para control y configuración de la neuroprótesis y la implementación de una aplicación FES en lazo abierto comandada por EEG.

3.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis

Consiste en una GUI implementada en MATLAB®, 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: RehaMove 2 (Hasomed GmbH, Alemania) para estimulación eléctrica, y Cyton Board (OpenBCI Inc, E.E.U.U.) para adquisición de biopotenciales) que permiten la integración de las funciones de la neuroprotesis [11] [6].

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 el patrón de estimulación eléctrica está predeterminado antes de iniciar la aplicación [10] [2].

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 utilizaran el dispositivo RehaMove 2 (Hasomed GmbH, Alemania) como dispositivo de estimulación, y que además implementaran alguna aplicación para rehabilitación de miembro superior.

Trabajos como el documentado en [17], 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 hemiplejía. 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.

El trabajo documentado en [19] 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 una comprensión rápida sobre el funcionamiento del esquema de control.

Otros trabajos como lo son [18] y [20] 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 de estos como lo son 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 los softwares 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 aautor, 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> [17]	2016	Entrenamiento en espejo aplicado a la mano	Electromiografía y movimiento de mano	RehaMove Pro
Mignxu Sun [19]	2014	Recuperación de funciones de miembro superior	Acelerometría	RehaStim 1
Daniel Simonson, <i>et al.</i> [18]	2017	Asistencia para apertura y cierre de mano	Posición del objeto y posición de la mano	STMISOLA
Billy Woods, <i>et al.</i> [20]	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> [24]	2018	FES contralateral para miembro superior	RMS	Regresión lineal
Tommaso Lenzi, <i>et al.</i> [8]	2012	Control de exoesqueleto	Envolvente lineal	Proporcional
Jung Hee Kim, <i>et al.</i> [7]	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> [22]	2013	Cierre contralateral de párpado en conejos	RMS	On-Off
Sachs NA, <i>et al.</i> [16]	2006	Cierre contralateral de párpado en roedores	Integración	On/Off
Lucas Fonseca, <i>et al.</i> [5]	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 lazo cerrado utilizando bio-feedback. El sistema consiste en la adquisición de dos canales de sEMG, del brazo izquierdo, los cuales son procesados y sirven 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 sobre los cuales se trabajó en este proyecto.

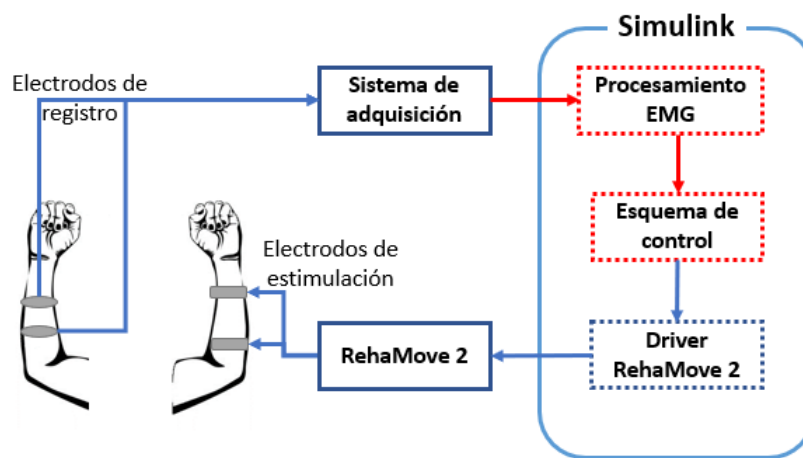


Figura 4.1: Sistema propuesto para el proyecto. Líneas continuas representan entes de hardware y líneas discontinuas representan entes de software. Elementos en rojo representan zonas de trabajo del proyecto.

4.2. Adquisición de datos en Simulink

Se utilizó el sistema Cyton Board (OpenBCI Inc., E.E. U.U. A.A.), el cual tiene una frecuencia de muestreo de 250 Hz, para realizar la adquisición de las señales de sEMG. Dicho sistema utiliza un chip ADS1299 (Texas Instruments) para realizar la conversión analógico-digital de las señales, el cual codifica los datos de cada muestra, utilizando complemento a 2, en un bus de datos esquematizado en la Figura 4.2.

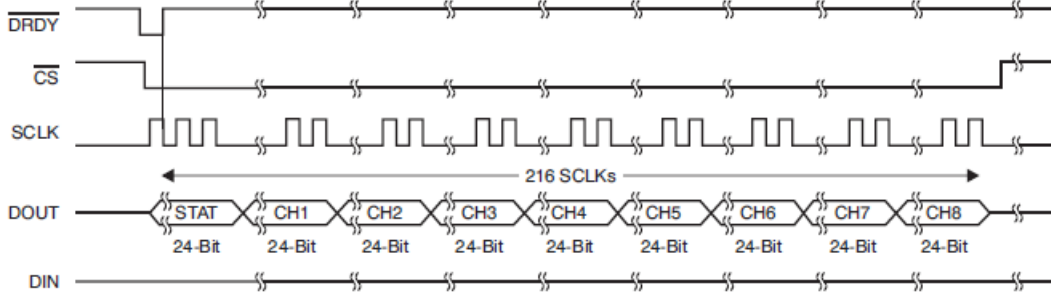


Figura 4.2: Estructura del bus de datos de salida del ADS1299

Para realizar la decodificación del bus 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, mientras que con bloques de la librería estándar de Simulink se realizó la decodificación de dichos datos.

El funcionamiento del subsistema responsable de la solicitud y decodificación de datos, esquematizado en la Figura 4.3, sigue los siguientes pasos:

1. Realizar la adquisición de N muestras, lo cual generará un vector columna con dimensión $(27*N,1)$.
2. Aplicar un reshape a dicho vector para obtener una matriz con dimensión $(27,N)$.
3. Obtener la transpuesta de dicha matriz para obtener una matriz con dimension $(N,27)$.
4. Para cada canal, extraer de la matriz anterior las columnas asociadas a dicho canal de tal forma que se obtenga una submatriz con dimensión $(N,3)$.
5. Realizar una multiplicación matricial de dicha submatriz con un vector ponderador de tal forma que al final se obtenga un vector con dimensión $(N,1)$ donde cada muestra n se encuentra en complemento a 2.
6. Extraer del vector anterior las muestras en las que se encuentra codificado un número negativo (si el bit 23 de la muestra es 1 entonces se trata de un número negativo).

7. Obtener el complemento a 1 de cada muestra del subvector obtenido, sumar 1 a cada muestra y por último multiplicar cada muestra por -1.
8. Regresar los elementos del subvector al vector original.

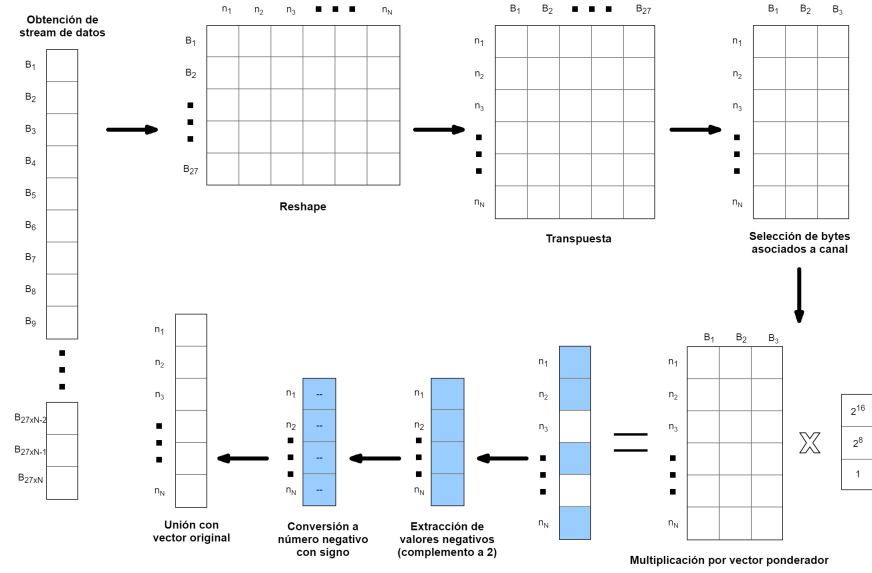
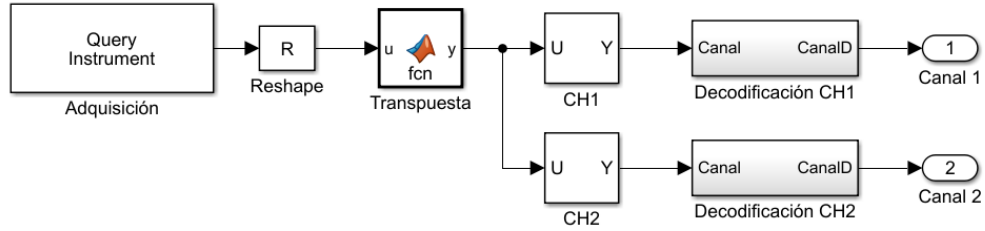


Figura 4.3: Funcionamiento del subsistema decodificador del stream de datos

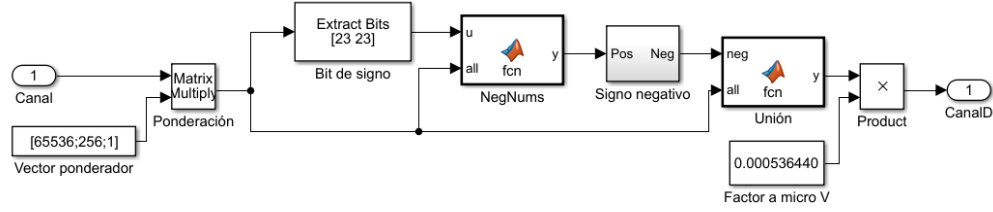
La implementación final del subsistema diseñado en Simulink se observa en la Figura 4.4.

4.3. Evaluación de bloque de adquisición y decodificación

Para obtener una valoración sobre el funcionamiento del bloque diseñado dentro de Simulink para la adquisición y decodificación se generaron señales sintéticas dentro de MATLAB para que sirvieran como patrón de evaluación. Dichas señales consistieron en un banco de 5 senoidales a diferentes frecuencias (1 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz y 50 Hz (Figura 4.5a)), dos senoidales de 50 Hz moduladas en amplitud con una exponencial decreciente (Figura 4.5c) y una recta con pendiente negativa (Figura 4.5b), y una senoidal de 50 Hz modulada de tal forma que simule un contracción muscular que sube, se mantiene por un tiempo y baja (Figura 4.5d). La duración de estas señales es de 5 segundos cada una, exepctuando la última que tiene una duración de 15 segundos, y todas se diseñaron con una frecuencia de muestreo de 250 Hz.

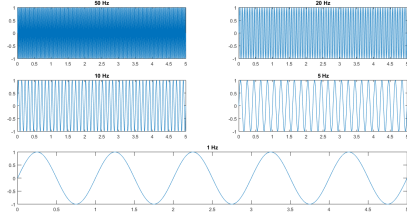


(a) Vista general del sistema diseñado para realizar adquisición y decodificación del stream de datos.

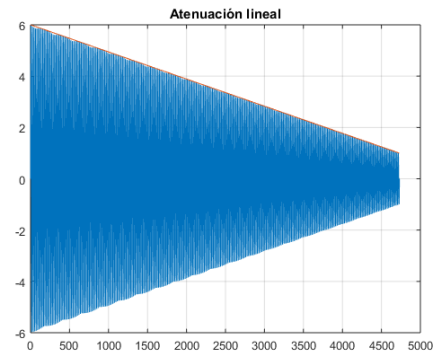


(b) Vista interna del subsistema encargado de la decodificación del stream de datos.

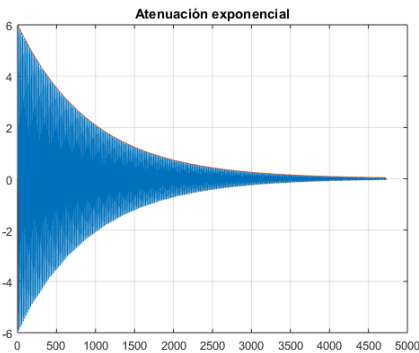
Figura 4.4: Sistema decodificador de stream de datos implementado en Simulink



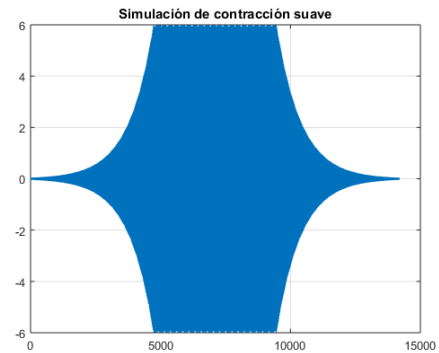
(a) Senoidales puras a diferentes frecuencias



(b) Senoidal de 50 Hz con atenuación lineal



(c) Senoidal de 50 Hz con atenuación exponencial



(d) Senoidal de 50 Hz simulando una contracción muscular

Figura 4.5: Señales creadas para la evaluación del protocolo de comunicación

El proceso de evaluación se realizó de la siguiente manera:

1. Utilizando un jack de audio de 3.5 mm, se conectó una punta a la salida de audio de la computadora, mientras que la otra punta se conectó al canal 1 del sistema de adquisición.
2. Se inició la solicitud de datos utilizando el subsistema decodificador implementado en Simulink y se inició el contenido de un cronómetro.
3. Tras haber transcurridos 2 segundo en el cronómetro, se procedió a la reproducción de la señal tratándola como una señal de audio en MATLAB.
4. Al marcar el cronómetro 10 segundos (20 segundos para la señal de larga duración), se detuvo la adquisición en el sistema de Simulink.
5. Se calculó la métrica de correlación entre ambas señales como indicador de la calidad de la transferencia de datos.

4.4. Protocolo para registro de sEMG

Para garantizar una repetibilidad en los registros de sEMG se implementó un protocolo para realizar la adquisición de dicha señal. Dicho protocolo tiene las características mostradas a continuación:

- Frecuencia de muestro de sistema de adquisición: 250 Hz.
- Canales 1 y 2 para realizar adquisición.
- Electrodo: Covidien H124SG
- Canal 1: Digitorum flexor
 - Medir antebrazo de lado ventral de codo a muñeca.
 - Palpar músculo al 30 % de la medida obtenida.
 - Colocar dos electrodos separados 2 cm (Figura 4.6a).
- Canal 2: Digitorum extensor
 - Medir antebrazo de lado dorsal de codo a muñeca.
 - Palpar músculo al 50 % de la medida obtenida.
 - Colocar dos electrodos separados 2 cm (Figura 4.6b).
- Referencia: Colocar electrodo en codo.



(a) Ubicación de electrodos para digitorum flexor.



(b) Ubicación de electrodos para digitorum extensor.

Figura 4.6: Posicionamiento de electrodos para realizar registros de sEMG. Recuperado de [3].

4.5. Procesamiento de sEMG

Se diseñaron tres filtros Butterworth 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; y un filtro rechaza banda centrado en 60 Hz, para reducir la interferencia de la línea. Las gráficas de respuesta en frecuencia de estos filtros se muestran en las Figuras 4.7 a 4.9.

Se implementó dentro de Simulink un bloque responsable de obtener el valor RMS de ventanas de registro de 100 ms de sEMG para utilizar dicho descriptor de amplitud como señal de control. Adicionalmente se implementó un filtro de mediana de 10 muestras (Ecuación 4.1), el cual tiene como propósito conseguir una señal de RMS suavizada

$$y[n] = \text{mediana}(x[n] : x[n - N]) \quad (4.1)$$

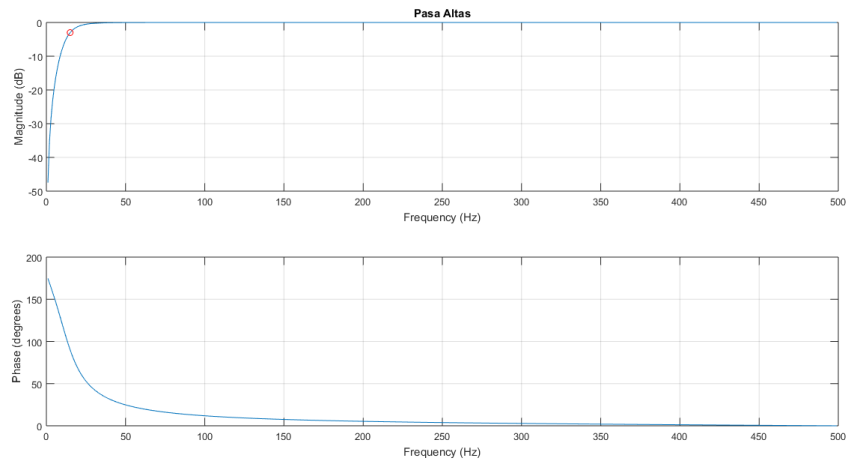


Figura 4.7: Filtro pasa altas para conseguir línea base estable.

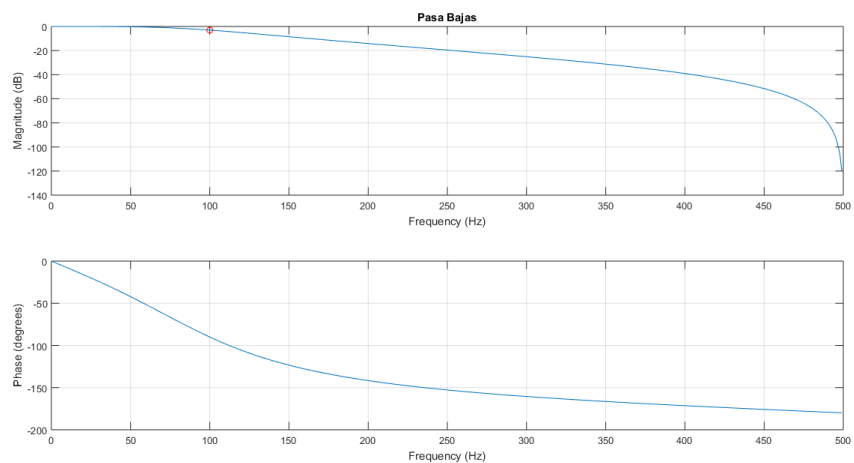


Figura 4.8: Filtro pasa bajas para eliminar interferencias de alta frecuencia y armónicos de 60 Hz.

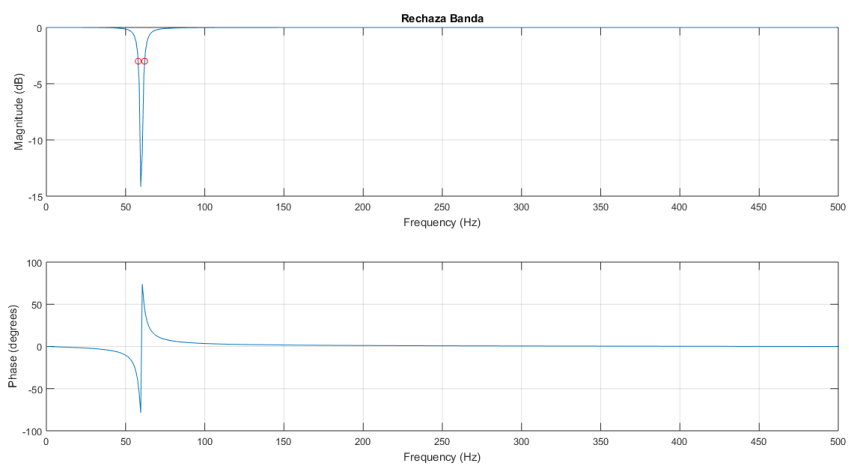


Figura 4.9: Filtro rechaza banda para reducir interferencia de 60 Hz.

4.6. Esquema de control

Se diseñó un sistema basado en una combinación de máquina de estados finitos con un control lineal. El sistema requiere de un proceso de calibración previa donde se obtienen 8 umbrales tras la repetición de 4 movimientos, dos umbrales corresponden a los valores RMS promedio de los dos canales de adquisición a lo largo de la tarea *cierre de mano ligero*, otros dos corresponden a los valores RMS promedio de la tarea *cierre de mano completo*, mientras que los 4 restantes corresponden a los valores RMS promedio de las tareas *apertura de mano ligera* y *apertura de mano completa*. Además, tras la calibración se obtiene también un factor denominado *detector de movimiento*, el cual se obtiene tras calcular la diferencia promedio entre los canales de adquisición a lo largo de la tarea de apertura de mano. Adicionalmente se realiza una calibración de la estimulación eléctrica, la cual utiliza el sistema de colocación de electrodos de estimulación descrito en [9], donde se obtiene los valores en amplitud de los umbrales motores y funcionales de las tareas de apertura y cierre de mano.

El detector de movimiento se utiliza para realizar el control por máquina de estados finitos (Figura ??), la cual consisten en determinar si la diferencia de amplitudes entre canales ha pasado el valor del detector de movimiento, si es así, el control prosigue con la tarea de apertura de mano, en caso contrario, el control procede a la tarea de cierre de mano.

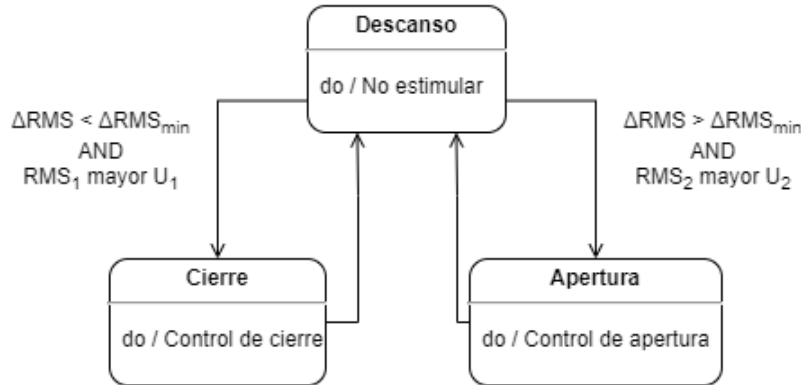


Figura 4.10: Máquina de estados finitos encargada de la detección de movimiento e inicio del control lineal.

Dentro del control de cada tarea, se utilizan los umbrales de las tareas ligeras para realizar la activación del control lineal, el cual modula la amplitud de la corriente eléctrica, del canal asociado al movimiento detectado, utilizando la recta descrita por la Ecuación 4.2, donde A representa la amplitud que inyectará el estimulador eléctrico, A_{max} es el umbral funcional de estimulación eléctrica, A_{min} es el umbral motor de estimulación eléctrica, D representa el valor RMS actual, mientras que D_{max} y D_{min} representan los umbrales RMS de la tarea completa y ligera del canal asociado al movimiento detectado (canal 1 para cierre de mano y canal 2 para apertura de mano). Adicionalmente se aplica la función máximo entero a la recta debido a que el dispositivo de estimulación eléctrica sólo admite valores enteros, y también se aplica

un criterio de saturación de corriente eléctrica para evitar que tras una contracción muscular muy fuerte se genere un valor de amplitud de corriente eléctrica dañino para el sujeto.

$$A = \frac{A_{max} - A_{min}}{D_{max} - D_{min}}(D - D_{min}) + A_{min} \quad (4.2)$$

Capítulo 5

Resultados

5.1. Adquisición de datos

Tras adquirir las señales patrón para la evaluación del bloque de adquisición descritas en la metodología, se calculó la métrica de correlación entre las señales adquiridas y las patrón, buscando traslapar una sobre otra como se muestra en la Figura 5.1. Al tener el valor de correlación para cada registro se obtuvo como resultado una correlación promedio de 0.9615 ± 0.0604 , valor que sirve como indicador de la calidad del bloque diseñado para la adquisición y decodificación de datos.

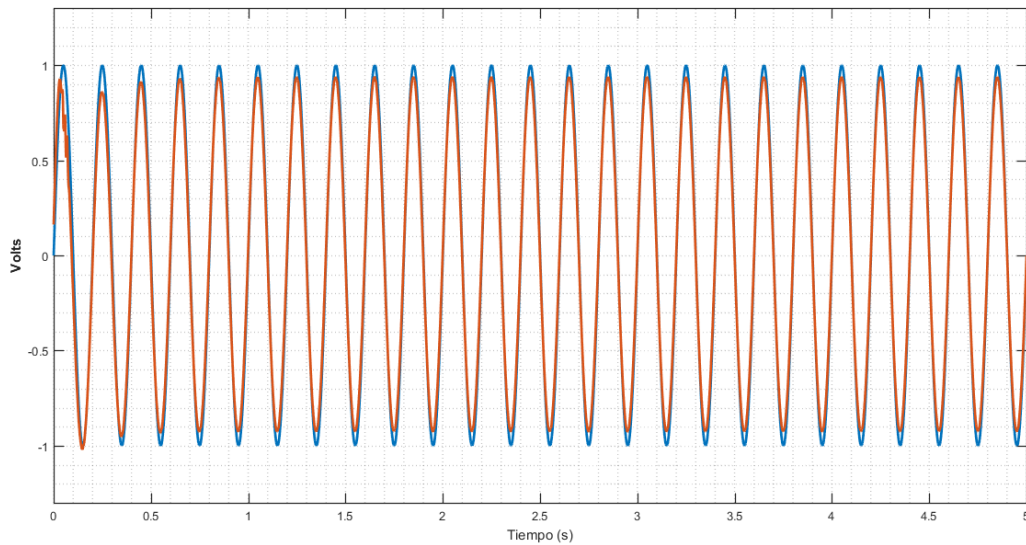


Figura 5.1: Comparación entre señal adquirida con el bloque de adquisición diseñado (rojo) y señal patrón (azul)

5.2. Procesamiento de sEMG

Utilizando los registros de calibración se probaron los filtros diseñados, obteniendo como resultado notorio la estabilización de la línea base de cada registro. En la Figura 5.2 se muestra una comparación entre los registros crudos y filtrados de ambos canales adquiridos durante el entrenamiento.

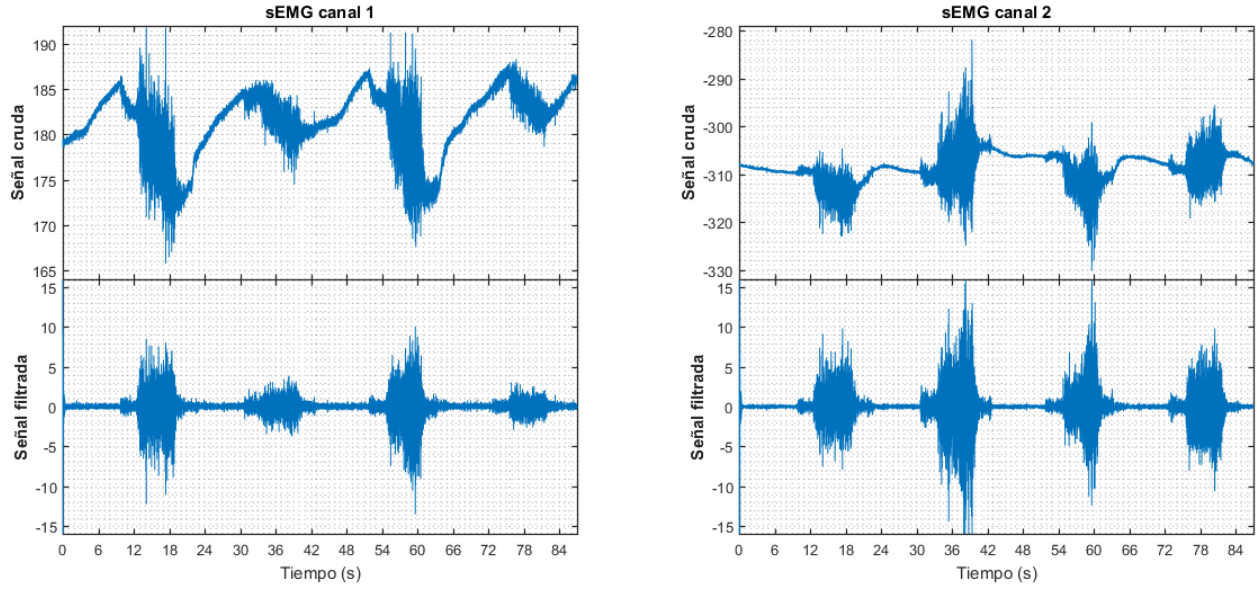


Figura 5.2: Ejemplo representativo del funcionamiento de los filtros diseñados aplicados a registros de entrenamiento.

Con los registros ya filtrados se obtuvo el valor RMS a lo largo de todo el registro utilizando ventanas de 100 ms, dando como resultado una envolvente discreta de sEMG para cada canal. En la Figura 5.3 se muestran los registros de sEMG filtrados con sus respectivas envolventes discretas de RMS y marcadores de la acción solicitada al sujeto durante el entrenamiento.

5.3. Esquema de control

Previo a realizar pruebas del esquema de control en línea, este se probó fuera de línea, aprovechando los registros de calibración. Para estas pruebas se diseñó un script en MATLAB que obtiene los parámetros necesarios del esquema de control de la misma forma que los arroja la calibración. Una vez obtenidos dichos parámetros se configura con ellos al esquema de control y se realiza una prueba fuera de línea donde con cada ventana de sEMG se obtiene un valor de RMS el cuál es sometido al esquema de control y arroja un valor de amplitud para el canal asociado al movimiento detectado. Tras probar el esquema de control con tres registros distintos de calibración se obtuvo un porcentaje de acierto del 81 % en la identificación correcta de los movimientos de cierre, apertura y descanso de mano.

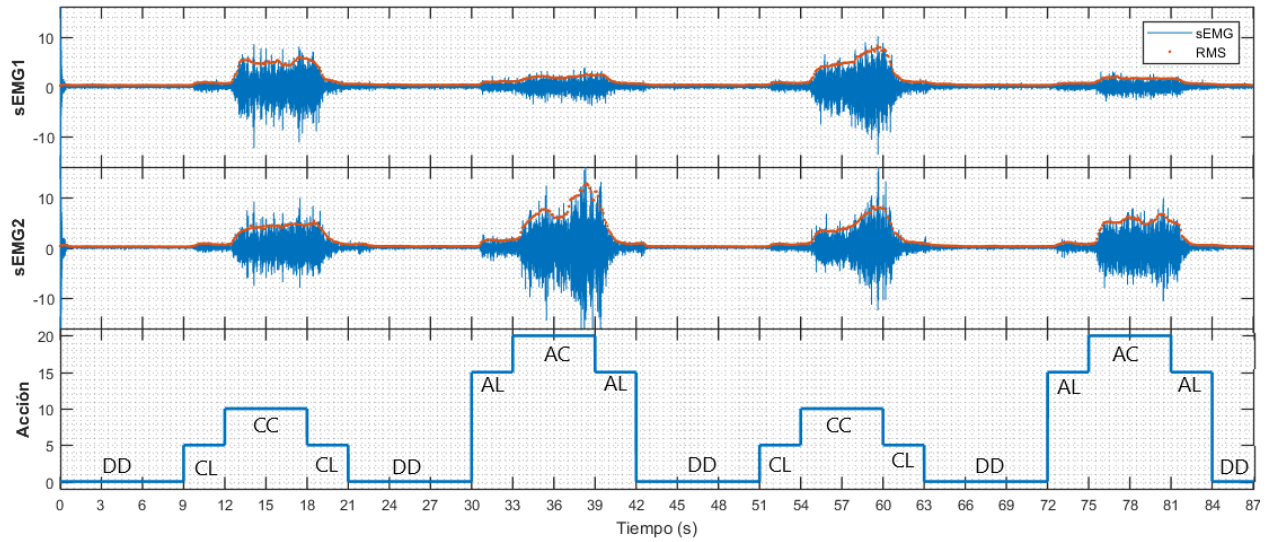


Figura 5.3: Ejemplo representativo de la obtención de envolvente discreta de RMS en registros de entrenamiento. Arriba: Canal 1 de sEMG. Medio: Canal 2 de sEMG. Abajo: Marcadores de acción solicitada al sujeto (descanso (DD), cierre ligero (CL), cierre completo (CC), apertura ligera (AL), apertura completa (AC)). Las envolventes (puntos rojos) fueron multiplicadas por 2 para fines de visualización.

En la Figura 5.4 se muestra el resultado de una prueba exitosa del esquema de control fuera de línea, donde se observa que el esquema de control diseñado suele presentar errores en la identificación de los segmentos iniciales y finales de la tarea apertura de mano.

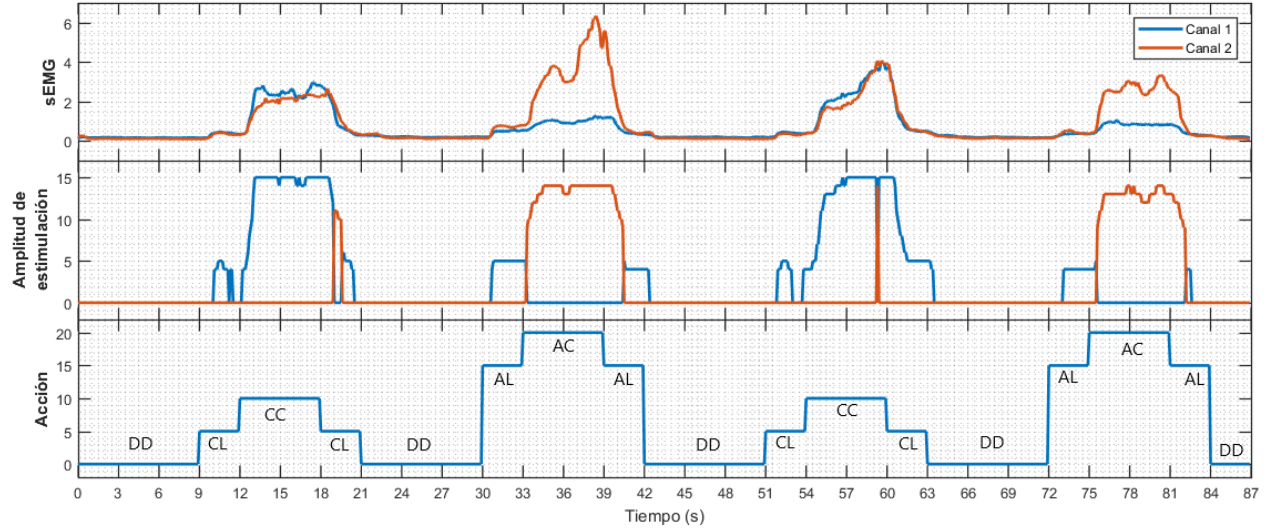


Figura 5.4: Ejemplo exitoso representativo de las pruebas del esquema de control funcionando fuera de línea con registros de calibración. Arriba: Envolturas de sEMG (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Medio: Amplitudes de estimulación resultantes del sistema de control (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Abajo: Marcadores de acción solicitada al sujeto (descanso (DD), cierre ligero (CL), cierre completo (CC), apertura ligera (AL), apertura completa (AC)).

Para la prueba en línea se configuró el modelo de Simulink con los datos obtenidos tras la calibración, y se solicitó al sujeto realizar el seguimiento de un par de señales trapezoidales que le indicarían el tipo de movimiento que tendría que lograr. Cuando la trapezoidal estuviera en cero, tendría que mantenerse en descanso; en la pendiente positiva de la trapezoidal tendría que realizar una transición de descanso hacia el movimiento completo solicitado; en la meseta de la trapezoidal tendría que mantener el movimiento completo solicitado; y en la pendiente negativa de la trapezoidal tendría que realizar una transición del movimiento completo solicitado hacia descanso.

En la Figura 5.5 se muestra un segmento de una de las pruebas exitosas realizadas en línea. En dicha figura se puede observar que existe un retardo entre la trapezoidal y la respuesta del sistema de control, el cual es la suma del retardo que genera el procesamiento de la señal, el retardo ocasionado por el esquema de control, y el tiempo de respuesta del sujeto a la indicación de la trapezoidal.

Para obtener el valor del retardo total se midió el tiempo existente entre el inicio de la pendiente positiva de la señal indicadora (trapezoidal) y la activación de la estimulación eléctrica. Al promediar los tiempos obtenidos a lo largo de las pruebas realizadas en línea se obtuvo un valor de 2.3 ± 0.3553 s.

En la Figura 5.6 se muestra un acercamiento a las señales obtenidas en una prueba representativa de las pruebas realizadas en línea. Se muestran una sobre otra para visualizar el retardo existente entre el inicio de la señal indicadora y la activación de la estimulación eléctrica.

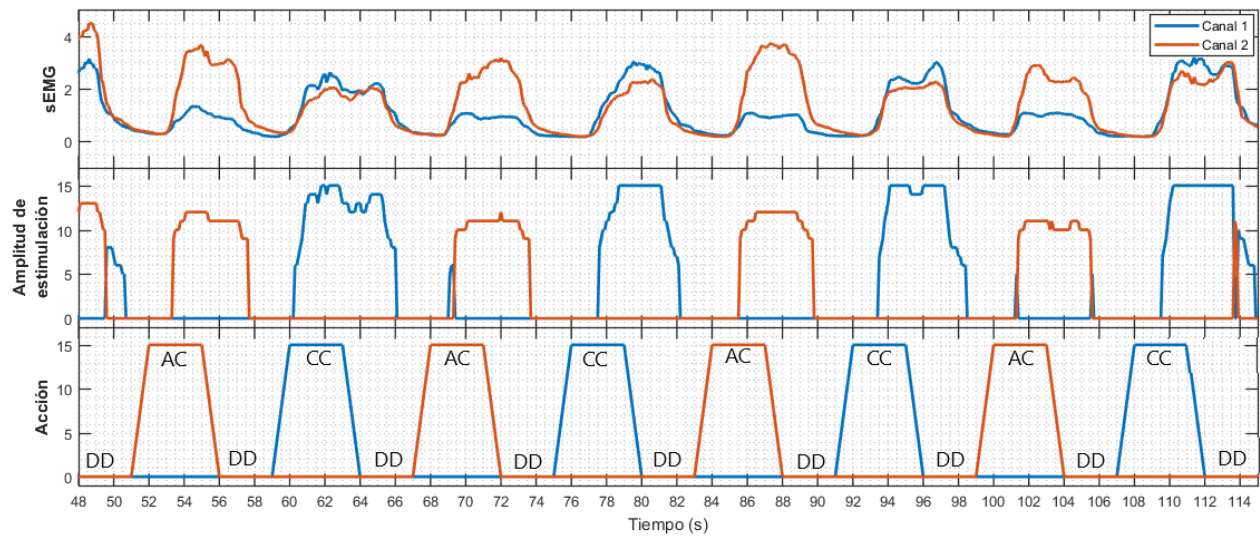


Figura 5.5: Ejemplo exitoso representativo de las pruebas del esquema de control funcionando en línea. Arriba: Envolturas de sEMG (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Medio: Amplitudes de estimulación resultantes del sistema de control (Azul: canal 1. Rojo: canal 2). Abajo: Señales indicadoras de tarea a seguir (descanso (DD), apertura de mano (AC), cierre de mano (CC)).

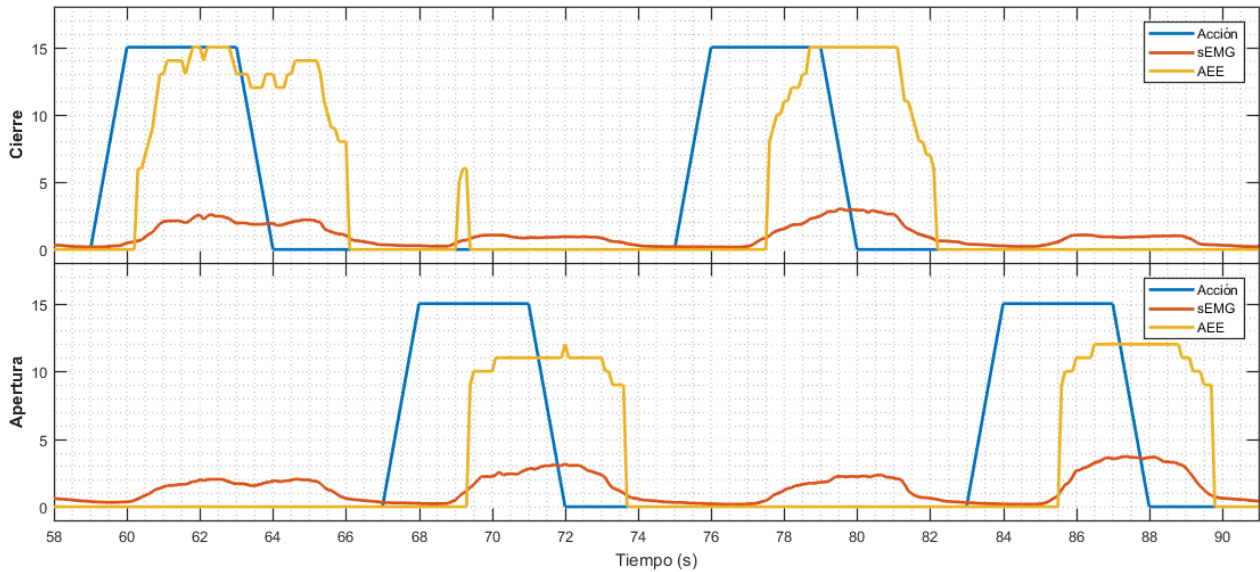


Figura 5.6: Acercamiento a prueba representativa de las pruebas del esquema de control funcionando en línea. Se muestran las diferentes señales asociadas a cada movimiento una sobre otra para visualizar el retardo existente. Arriba: Señales para movimiento cierre de mano. Abajo: Señales para movimiento apertura de mano. En azul se muestra la señal indicadora del movimiento a realizar. En rojo se muestra la envoltura de sEMG. En amarillo se muestra la amplitud de estimulación eléctrica (AEE) arrojada por el esquema de control.

Capítulo 6

Discusión

El trabajo realizado en este proyecto se espera sea tomado en cuenta para generar mejores técnicas para rehabilitación de pacientes. Este proyecto plantea las bases para realizar una adecuada implementación de una aplicación en lazo cerrado que sea de utilidad para la rehabilitación de pacientes, y los elementos que se considera que se pueden optimizar se mencionan a continuación.

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, 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.

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 es-

tandarización 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 y de forma más eficaz. Un aspecto 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.

Esquema de control

Actualmente el esquema de control se divide en dos grandes partes: 1) Máquina de estados finitos para la identificación de movimientos; 2) Ecuación lineal para realizar el mapeo sEMG-FES.

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 ligeros 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. 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 a utilizar como técnica de rehabilitación. Otro aspecto importante relacionado a la clasificación es que los umbrales pueden estar generando un retardo en el tiempo de respuesta de estimulación, ya que habrá movimientos ligeros que no logren activar la estimulación; una buena idea sería probar disminuir los umbrales para lograr la activación de la estimulación con movimientos ligeros.

En cuanto a la ecuación lineal para realizar el mapeo, esta se está obteniendo a partir de dos puntos de calibración, y considerando que el sEMG no presenta un comportamiento lineal, es muy probable que este método no pueda realizar un seguimiento preciso a los cambios de sEMG. Una mejora a esta parte sería utilizar una calibración a más de dos puntos y

obtener una regresión lineal con ellos.

Cabe destacar que al final del desarrollo de este proyecto se tuvo la posibilidad de probar la utilidad del sistema dentro de una situación de la vida real. Esta prueba se realizó a un sujeto sano, al cual se le otorgó la tarea de tomar un objeto cilíndrico con su mano derecha pero utilizando solamente la corriente eléctrica modulada por su brazo izquierdo. El sujeto pudo tomar el objeto de forma eficaz, y realizando movimientos del hombro logró levantar el objeto y trasladarlo a un lugar diferente a donde tomó el objeto. Con esto se logró demostrar que aplicaciones similares a la desarrollada a este proyecto pueden ser de utilidad en 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 hemiparesia.

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] CASTILLO, J. *Señales de comando basadas en EEG para una neuroprótesis*. Tesis de grado, División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa., Enero 2019.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] FUENTES, J. *Plataforma de control y configuración de una neuroprótesis para rehabilitación en miembro superior*. Tesis de grado, División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa., Agosto 2018.
- [7] 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.
- [8] 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.

- [9] 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.
- [10] MERCADO, J., CASTILLO, J., TOLEDO, C., QUINZANOS, J., AND GUTIERREZ, J. A Simple Approach for EEG-FES Triggered Upper Limb Rehabilitation. *Rehabweek 2019 / International Functional Electrical Stimulation Society Conference* (2019).
- [11] 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).
- [12] PECKHAM, P. H., AND KNUTSON, J. S. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications.
- [13] PHINYOMARK, A., THONGPANJA, S., QUAIN, 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.
- [14] POPOVIĆ, D. B. Principles of command and control for neuroprostheses. In *Implantable Neuroprostheses for Restoring Function*. 2015, pp. 45–58.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] SALCHOW, C., VALTIN, M., SEEL, T., AND SCHAUER, T. Development of a Feedback-Controlled Hand Neuroprosthesis: FES-Supported Mirror Training.
- [18] 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.
- [19] SUN, M. *A Functional Electrical Stimulation (FES) Control System For Upper Limb Rehabilitation*. PhD thesis, University of Salford, 2014.

- [20] 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.
- [21] 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).
- [22] 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.
- [23] YUCHA, C. B., AND MONTGOMERY, D. *Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback*, vol. 6656. AAPB Wheat Ridge, CO, 2008.
- [24] 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.