

REPORTE DE AVANCES DE PROYECTO TERMINAL DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

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 Ramirez

M.C. Jorge Airy Mercado Gutierrez

7 de Enero de 2020

Índice general

1. INTRODUCCIÓN	1
2. JUSTIFICACIÓN	2
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
4. MARCO TEÓRICO	4
4.1. Estimulación eléctrica funcional	4
4.2. Neuroprótesis	4
4.3. Señales de comando y retroalimentación	5
4.3.1. Señal de comando	5
4.3.2. Señal de retroalimentación	5
4.4. Esquemas de control	6
4.4.1. Control en lazo abierto	6
4.4.2. Control en lazo cerrado	6
5. ANTECEDENTES	8
5.1. Desarrollos previos al proyecto	8
5.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis	8
5.1.2. Aplicación FES en lazo abierto	8
5.1.3. Sistema prototipo de adquisición de biopotenciales	9
5.2. Sistemas FES existentes	9
6. HIPÓTESIS	11
7. OBJETIVOS	12
7.1. General	12
7.2. Específicos	12
8. METODOLOGÍA	13
8.1. Planteamiento del sistema	13
8.2. Decodificación de stream de datos en Simulink	14

8.3.	Evaluación de protocolo de comunicación para prototipo de adquisición . . .	16
8.4.	Procesamiento de sEMG	16
8.5.	Mapeo sEMG-FES	16
8.6.	Implementación de sensor de fuerza	17
8.7.	Desarrollo de esquema de control	17
9.	AVANCES	18
9.1.	Decodificación de stream de datos en Simulink	18
9.2.	Evaluación del protocolo de comunicación para prototipo de adquisición . . .	19
9.3.	Procesamiento de sEMG	19
9.4.	Mapeo sEMG-FES	20
10.	DISCUSIÓN	21
	REFERENCIAS	22

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En la división de Investigación en Ingeniería Médica del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) se llevan a cabo diversos proyectos, entre los cuales se desarrolla 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 (IGU) que permite controlar los parámetros de los dispositivos comerciales: RehaStim 2 para la estimulación eléctrica y Cyton Board para adquisición de biopotenciales, que la neuroprótesis necesita para su correcto funcionamiento. Una primera implementación de la neuroprótesis se encuentra funcionando y se han realizado las primeras pruebas 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, se determina la secuencia de estimulación a partir de la información de entrada, sin medir y la información de la salida, en este caso, el movimiento generado y sus 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. Esto causa una dependencia del experimentador para la operación del sistema, y limita su utilidad para objetivos de rehabilitación, al no considerar 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.

Capítulo 2

JUSTIFICACIÓN

Con el desarrollo de este proyecto se podrá lograr una intervención basada en la actividad, que permita la repetición de movimientos en un contexto relevante para la rehabilitación del sujeto, y donde se involucre la actividad voluntaria del sujeto, y esta a su vez tenga un efecto en la estimulación eléctrica aplicada y el movimiento resultante. De este modo la operación del sistema ya no se llevará a cabo con una modulación subjetiva de los parámetros de estimulación, dotando a los pacientes del control de los movimientos de su rehabilitación.

Esta propuesta de enfoque en lazo cerrado también podrá contribuir a la seguridad para el usuario; ya que, hasta ahora, debido a la modificación experimentador-dependiente de parámetros por parte del experimentador, algunos usuarios han reportado molestias ante incrementos en la intensidad de la estimulación entre repeticiones de los movimientos generados por FES.

Por último, este proyecto busca reducir la dependencia del experimentador al momento de realizar la estimulación, a través del desarrollo de aplicaciones en lazo cerrado retroalimentados, que midan de manera objetiva el resultado de la estimulación, y mediante algoritmos de procesamiento y modelos de control en línea, contribuyan a la participación del usuario en su propia rehabilitación.

Capítulo 3

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el INR existen sistemas de software y hardware que se han utilizado para implementar aplicaciones de estimulación eléctrica funcional, sin embargo, estos bloques funcionan de manera independiente sin que uno tenga interacción alguna con otro.

En especial, la problemática para este trabajo será el desarrollo de un protocolo de comunicación que permita la transmisión de datos desde el prototipo de adquisición logrando reducir la pérdida de muestras, el diseño de un algoritmo que permita modular la intensidad de la corriente eléctrica respecto a la electromiografía de superficie (sEGM por sus siglas en inglés), y la integración de los bloques de procesamiento de sEMG y un sensor de presión, así como del algoritmo modulador, dentro de Simulink; para lograr un sistema en lazo cerrado.

Capítulo 4

MARCO TEÓRICO

4.1. 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 [4].

4.2. Neuroprótesis

Una neuroprótesis (NP) 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 [6] [5].

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 [5].

Las neuroprótesis motoras, las cuales son un ejemplo de NP por comando, son sistemas que asisten a personas que han sufrido algún tipo de lesión en la médula espinal o cerebro.

Estas NP pueden actuar directamente en el sistema nervioso central, en el sistema nervioso periférico o bien en una combinación de ambos [5].

4.3. Señales de comando y retroalimentación

Como se muestra en la Figura 4.1, 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 [5].

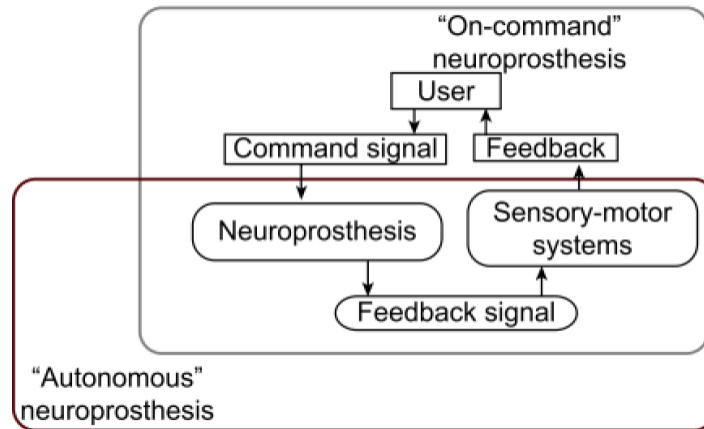


Figura 4.1: Esquema de los componentes generales de una neuroprótesis autónoma y por comando [5].

4.3.1. 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.).

4.3.2. 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.

4.4. 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 4.2 se ilustran a grandes rasgos las diferencias entre ambos esquemas de control [12].

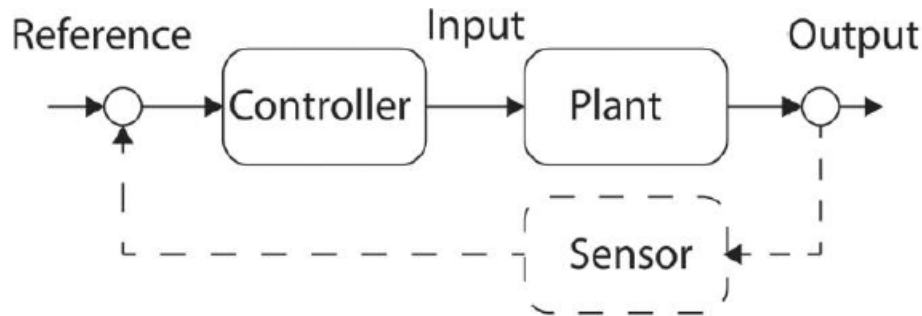


Figura 4.2: Esquema general de control en lazo abierto y control en lazo cerrado. El control en lazo abierto se ilustra con una línea sólida. El control en lazo cerrado se lleva a cabo cuando se incluye el elemento sensor, el cual se ilustra con una línea discontinua [12].

4.4.1. 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 [12].

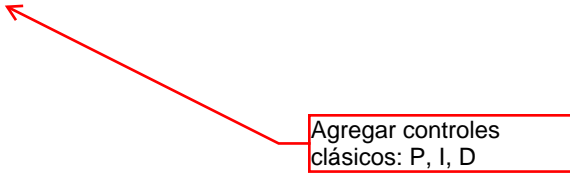
4.4.2. Control en lazo cerrado

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 de la planta 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 [12].

Dichos esquemas de control suelen utilizar algunas de las siguientes políticas de control:

- Control bang-bang (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 [12].

- Máquina de estados finitos: es un modelo de sistema que puede considerarse como una implementación más compleja de la política 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 [12].



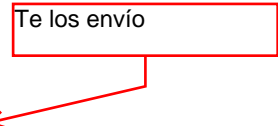
Agregar controles
clásicos: P, I, D

Capítulo 5

ANTECEDENTES

5.1. Desarrollos previos al proyecto

Te los envío



Peña: ¿Dónde están publicados los trabajos realizados en el INR?

En el INR se han realizado trabajos previos relacionados al desarrollo de la neuroprótesis, los cuales han logrado que dicho sistema sea funcional y se pueda ocupar en pacientes del propio instituto. Este trabajo incluye una plataforma de software para control y configuración de la neuroprótesis, la implementación de una aplicación FES en lazo abierto comandada por EEG, y un sistema prototipo de adquisición de biopotenciales.

5.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis

Consiste en una interfaz gráfica de usuario (GUI por sus siglas en inglés) implementada en la herramienta GUIDE de MATLAB®, la cual consta de 4 pantallas que en conjunto permiten, hasta el momento: 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) correr la 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: Rehasim 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 NP.

5.1.2. Aplicación FES en lazo abierto

Está basada en una Interfaz Cerebro-Computadora implementada dentro de la GUI para la neuroprótesis. Dicha aplicación le muestra al sujeto una serie de 5 movimientos predefinidos, dentro de los cuales el sujeto debe seleccionar uno 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.

5.1.3. Sistema prototipo de adquisición de biopotenciales

Sistema que consta de convertidor analógico digital (ADS1299) y un microcontrolador (MSP432P401R) que presenta ventajas respecto al sistema comercial utilizado en trabajos anteriores (OpenBCI), principalmente una frecuencia de muestreo de 1 kHz por canal, la cual es bastante útil para fines de control con sEMG [3] [2] [7]. Además, el prototipo utiliza una conexión USB para la transmisión de datos, la cual, a diferencia de la conexión bluetooth con la que cuenta el dispositivo comercial, permite una mayor tasa de transmisión de datos (460800 bps, contra 115200 bps) y evita la pérdida de datos que se presentaba en el sistema comercial por fallas en la conexión bluetooth.

El sistema prototipo de adquisición será útil para fines de este proyecto, pues nos permitirá obtener una señal de EMG de mejor calidad que con el sistema comercial. Sin embargo, se deberá desarrollar un protocolo de comunicación que permita configurar dicho prototipo desde la aplicación en lazo cerrado que se desarrollará. Para esto, la GUI y la aplicación en lazo abierto ya desarrolladas servirán como ejemplo para el desarrollo del protocolo de comunicación, buscando alcanzar un nivel de funcionamiento e integración similar o mejor al del dispositivo comercial, con las ventajas del prototipo.

5.2. Sistemas FES existentes

En el Cuadro 5.1 se muestran los trabajos revisados que proporcionan información de interés para lograr los objetivos de este proyecto. Dentro de los campos que se destacan de dichos trabajos se encuentran: la aplicación, debido a que se buscaron trabajos que asistan el funcionamiento de las extremidades, en especial de miembro superior; el dispositivo de estimulación, ya que se buscaron trabajos que utilizaran el mismo dispositivo a utilizar en este proyecto o bien sus versiones anteriores; la implementación del esquema de control, esto debido a que se buscaron sistemas que aprovecharan el entorno de Simulink, ya que el controlador del dispositivo de estimulación eléctrica a emplear (Rehastim2) está desarrollado en dicha plataforma; y finalmente, las señales que dichos sistemas utilizaron para realizar la retroalimentación del sistema y la activación de los comandos.

De estos trabajos se puede rescatar que, al realizar un entrenamiento en espejo donde sea un miembro sano el que controla la estimulación eléctrica aplicada al miembro dañado, se lograrán disminuir los artefactos generados por esta al momento de registrar EMG, o bien serán nulos si se ocupa una técnica de cuantificación de movimiento de origen no bioeléctrico [8]. También, se destaca que para realizar una terapia de asistencia para apertura y cierre de

Referencia	Aplicación	Dispositivo de estimulación	Señales de comando y retroalimentación	Implementación del sistema de control
[8]	Entrenamiento en espejo para posturas de mano	RehaMove Pro	Electromiografía, movimiento de mano	MATLAB/Simulink
[10]	Recuperación de funciones de miembro superior	RehaStim1	Acelerómetro	Simulink
[9]	Asistencia para apertura y cierre de mano	STMISOLA	Posición del objeto, posición de la mano	MATLAB
[11]	Asistencia en miembro inferior para ciclismo	RehaStim 1	Mecanomiografía, fuerza aplicada a pedales, posición del cigüeñal	Simulink

Cuadro 5.1: Revisión de sistemas FES reportados en la literatura con aplicaciones similares a las de este proyecto.

mano es necesario tener indicadores del estado actual de la mano y del estado del objeto sobre el que se quiere realizar la acción [9]. Adicional a esto, se ha demostrado que implementar una máquina de estados finitos para el control de una neuroprótesis es algo viable y que permite la comprensión rápida, por parte del usuario, del funcionamiento del esquema de control [10]. Por último, se destaca que, de lograr integrar todos los componentes del esquema de control en una misma plataforma, se pueden realizar aplicaciones que presenten un funcionamiento en tiempo real o muy cercano a este [8] [10] [11].

Agregar revisión de métodos de procesamiento y control para aplicaciones de FES contralateral (Una vez definida la tarea funcional, con una primera revisión).

Capítulo 6

HIPÓTESIS

Al integrar los diferentes bloques de un sistema de estimulación eléctrica funcional dentro de una misma plataforma de software con opciones de tiempo real, se logrará ejecutar la adquisición de señales, procesamiento y estimulación de manera paralela y en lazo cerrado, con un tiempo de latencia en la actualización de parámetros menor a 1 segundo.

Tener en cuenta si la latencia es en las variables internas en Simulink o del momento que el sujeto hace un movimiento para generar una señal de control, al momento en que la mano controlada por FES lo lleva a cabo.

De acuerdo, tener cuidado si poner en paralelo, en tiempo real o que otro término, para ser precisos

Capítulo 7

OBJETIVOS

7.1. General

Desarrollar los bloques de software y algoritmos para implementar el modo de operación en lazo cerrado de una neuroprótesis de miembro superior basada en estimulación eléctrica funcional, integrando un sistema prototipo de adquisición de biopotenciales y un estimulador comercial, con un enfoque de control que permita la operación en línea.

7.2. Específicos

- Evaluar el protocolo de comunicación diseñado previamente para la transmisión de datos entre el prototipo de adquisición y la computadora.
- Desarrollar un algoritmo de que permita la modulación de los parámetros de estimulación eléctrica para restaurar la función de la pinza gruesa, a partir de la señal de electromiografía de superficie (sEMG) correspondiente del antebrazo contralateral y un sensor de fuerza como retroalimentación.
- Implementar un esquema de control reportado en la literatura que sea útil para la aplicación.

Capítulo 8

METODOLOGÍA

8.1. Planteamiento del sistema

Para lograr cumplir lo planteado en este proyecto se propone el desarrollo del sistema mostrado en la Figura 8.1.

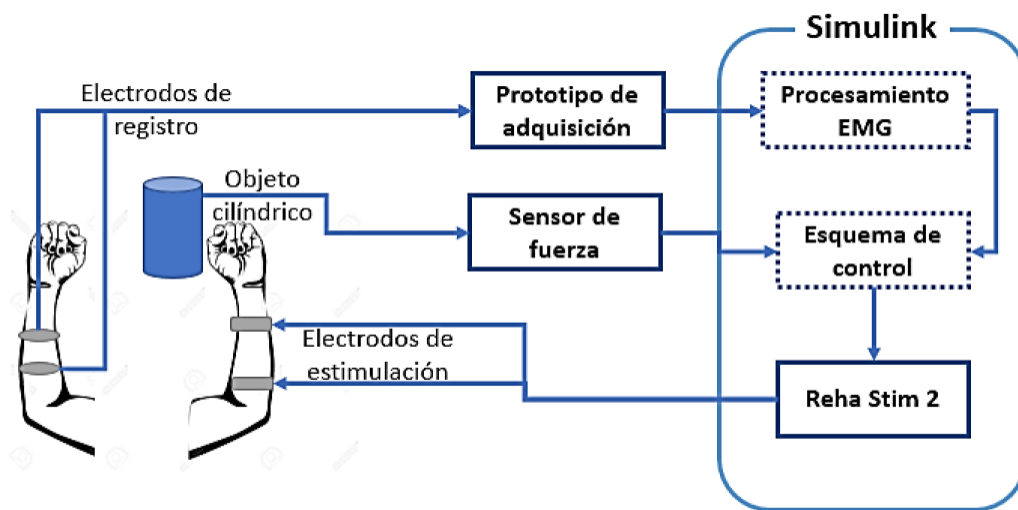


Figura 8.1: Sistema propuesto para el proyecto. Líneas continuas representan estes de hardwares y líneas discontinuas representan entes de software.

Con la conclusión de este trabajo se espera que a futuro este sistema sea implementado para realizar un entrenamiento en espejo en sujetos que presenten hemiparesia. En este trabajo nos enfocaremos al desarrollo y evaluación del prototipo cuyo funcionamiento esperado es el siguiente: a través de los electrodos de registro se obtendrán dos canales de sEMG del miembro sano del sujeto, cada canal representará un movimiento (abrir mano y cerrar mano), dichos canales de EMG serán procesados para obtener dos parámetros, uno será el responsable de modular la intensidad de la corriente eléctrica que se aplicará al miembro con

parálisis, y otro será un selector del canal de estimulación que estará activo (un canal para apertura de mano y otro canal para cierre). Acoplado a un objeto cilíndrico, que se le pedirá al sujeto intente alzar, estará un sensor de fuerza (presión), dicho sensor se encargará de mandar una señal de retroalimentación al esquema de control que servirá como indicador de si ya se ha logrado sujetar el objeto, una vez logrado esto la estimulación se quedará fija por 5 segundos para permitirle al sujeto levantar y manipular el objeto, y pasado dicho tiempo se continuará con la modulación de la intensidad de la corriente eléctrica utilizando un enfoque proporcional.

Para lograr la implementación del sistema se plantean las siguientes tareas a realizar:

8.2. Decodificación de stream de datos en Simulink

El prototipo de adquisición utiliza un ADS1299 de Texas Instruments para realizar la conversión analógica-digital, y un microcontrolador MSP432P401R es el responsable de configurar y transmitir a la computadora la información del ADS. Dicha información está organizada en un bus de datos de 27 bytes (los cuales están en complemento a dos) como se muestra en la Figura 8.2. Con cada muestra recibida en la computadora se recibe un bus de 27 bytes, por lo cuál, para poder obtener la información leída por el ADS se tiene que decodificar el stream de datos recibido.

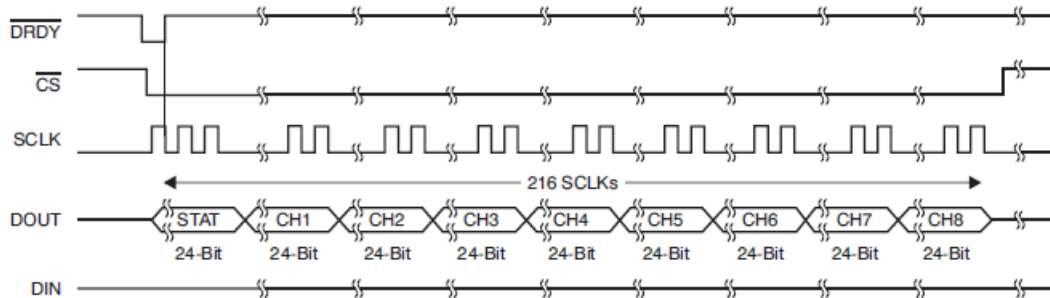


Figura 8.2: Estructura del bus de datos de salida del ADS1299

Para realizar la decodificación del stream de datos en Simulink, se utilizó el bloque *Query Instrument* del *Instrument Control Toolbox* para realizar la solicitud de datos al prototipo y se diseñó un subsistema utilizando bloques de la librería estándar de Simulink encargado de realizar la decodificación. Dicho subsistema sigue el funcionamiento mostrado en la Figura 8.3.

Como se observa en la Figura 8.3, el funcionamiento se pensó en forma matricial, ~~esto~~ para poder realizar una decodificación más ágil en comparación a ~~utilizar~~ otro tipo de métodos ~~para la decodificación~~.

Lo reviso con calma, tal vez no sea necesario todo el detalle.

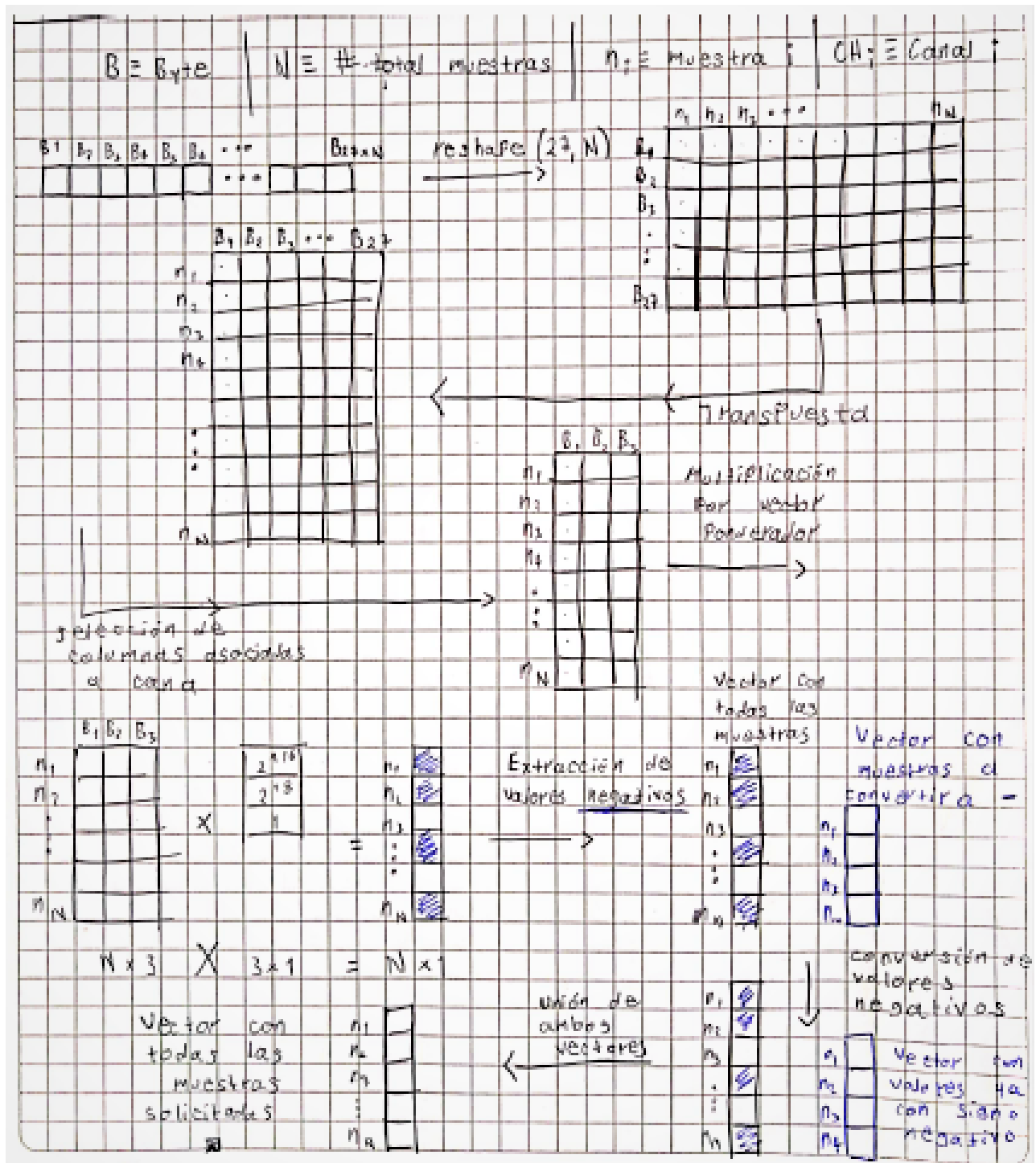


Figura 8.3: Funcionamiento del subsistema decodificador del stream de datos

8.3. Evaluación de protocolo de comunicación para prototipo de adquisición

Para realizar la evaluación del protocolo de comunicación diseñado para el prototipo, se generarán señales sintéticas utilizando MATLAB y estas serán convertidas a una señal de audio para que por medio de un cable jack de 3.5 mm pueda ingresar la señal sintética al prototipo. Se ~~procurará~~ que las señales de audio se encuentren dentro del rango de -1 a 1 Volts.

Una vez que las señales de audio hayan ingresado al prototipo y se haya realizado la lectura de estas señales, utilizando el bloque decodificador diseñado para esto, se obtendrá una medida de correlación entre la señal leída por el sistema (prototipo y bloque decodificador) y la señal original creada en MATLAB; esta medida de correlación ~~será útil ya que~~ servirá como indicador para saber si el sistema permite la adecuada adquisición de señales.

verificará

8.4. Procesamiento de sEMG

Se diseñarán filtros pasa banda que nos permitan tener información útil del sEMG como señal de control, la banda a utilizar aún está por definirse pero ya se cuentan con algunas opciones, las cuales son bandas que se han utilizado en otros trabajo que utilizan sEMG como señal de control [3] [2] [7]. Adicional a esto se diseñará un filtro rechaza banda para retirar el ruido de línea.

Para poder utilizar el sEMG como señal de control se tiene que utilizar algún descriptor de amplitud, siendo los más comunes el valor rectificado promedio (ARV por sus siglas en Inglés) y el valor cuadrático medio (RMS por sus siglas en Inglés) [1]. Estos descriptores de amplitud se implementarán utilizando bloques estándar de Simulink y se valorará cuál puede proporcionar una señal de control más estable.

8.5. Mapeo sEMG-FES

Para poder convertir el descriptor de amplitud de sEMG se planea realizar un mapeo que convierta los valores del descriptor a valores de amplitud de la corriente eléctrica que proporcionará el dispositivo de estimulación eléctrica. Para esto, se planea utilizar un mapeo lineal utilizando una ecuación de una recta cuyos parámetros se definirán tras una etapa de calibración del sistema.

como un primer enfoque un mapeo...

Tipo de sensor, rango de fuerza, etc.

quien o que? el miembro estimulado (la planta)

8.6. Implementación de sensor de fuerza

Se acoplará un sensor de fuerza a un objeto cilíndrico, como una botella o un vaso, el cual nos servirá como indicador de la fuerza que se le está aplicando al objeto. Dicho sensor estará acompañado de una etapa de procesamiento, la cual consistirá en una función que, tras pasar un umbral de fuerza predefinido en la calibración, enviará una señal de retroalimentación que le indicará al esquema de control en lazo cerrado, que se ha logrado sujetar el objeto; midiendo continuamente la presión y utilizando esta información para indicar al sistema de control si se mantiene la estimulación o tiene que ser modulada.

8.7. Desarrollo de esquema de control

El esquema de control consistirá en la modulación de la estimulación eléctrica a partir del descriptor de amplitud de sEMG que se decida usar, esta intensidad tendrá un valor mínimo y máximo que serán definidos por nosotros previos a iniciar las pruebas del sistema terminado. Inicialmente se propuso utilizar un sensor de fuerza como señal de retroalimentación que indique el momento en el que se ha logrado la fuerza suficiente para levantar el objeto, pero se está considerando otra alternativa en la cual ya no se utilizaría el sensor de fuerza y quién serviría como retroalimentación sería el mismo sujeto de prueba.

Si se implementa, definir a partir de la definición de la tarea funcional bien desglosada por pasos. En general, diseñar las partes del sistema de control a partir de la tarea funcional objetivo.

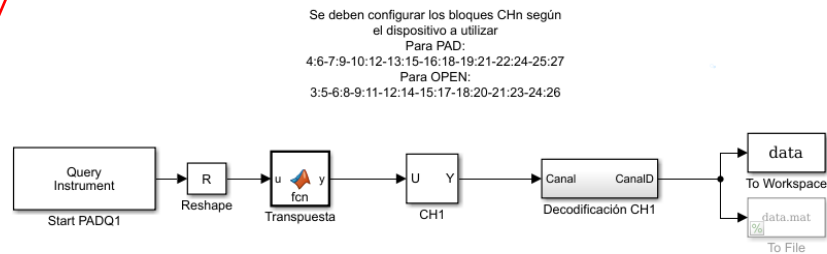
Capítulo 9

AVANCES

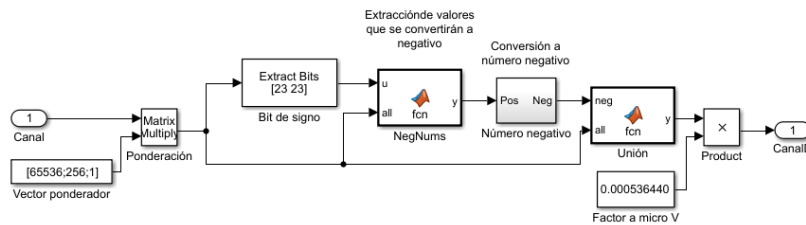
9.1. Decodificación de stream de datos en Simulink

Se diseñó un sistema que permite realizar la decodificación de datos utilizando bloques de Simulink. Este sistema se ha probado con señales senoidales y con las señales test que tiene el mismo ADS y se ha observado que la decodificación se realiza de forma eficaz, ya que no se han observado cambios en la morfología de las señales ni en los valores de esta. El sistema diseñado se muestra en la Figura 9.1

ante una señal de entrada conocida de entrada (test), la señal registrada se mantiene estable.



(a) Vista general del sistema diseñado para realizar la decodificación del stream de datos

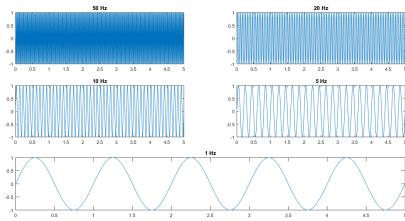


(b) Vista interna del subsistema encargado de la decodificación de número negativos y positivos

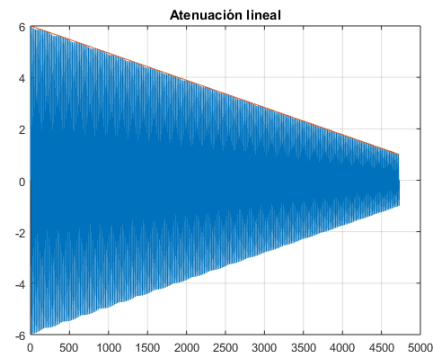
Figura 9.1: Sistema decodificador de stream de datos implementado en Simulink

9.2. Evaluación del protocolo de comunicación para prototipo de adquisición

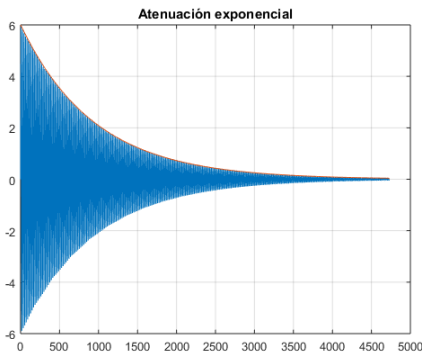
Por el momento lo que se tiene son las señales sintéticas generadas en MATLAB, estas señales constan de senoidales con frecuencias de 1Hz, 5Hz, 10Hz, 20Hz y 50Hz, y también se crearon señales que representaran la fatiga del músculo, estas se crearon modulando la senoidal de 50Hz para que tuviera una atenuación lineal y una atenuación exponencial. Por último se diseñó una señal que simula el incremento de actividad de sEMG y su fatiga. Estas señales diseñadas se ilustran en la Figura 9.2.



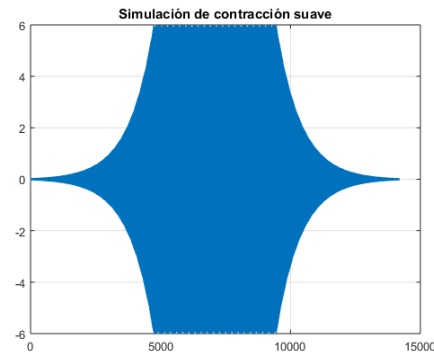
(a) Senoidales puras a diferentes frecuencias



(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 9.2: Señales creadas para la evaluación del protocolo de comunicación

9.3. Procesamiento de sEMG

Relacionado al procesamiento de sEMG se han diseñado filtros pasa altas Butterworth con frecuencia de corte de 3 Hz para retirar el offset que suele presentar la señal de sEMG,

Validar las amplitudes, y mostrar las gráficas de las señales adquiridas. Eventualmente, incluir la medida de correlación planteada en la metodología.

pero aún no se ha tomado la decisión sobre qué banda trabajar para obtener información útil del sEMG para control.

En cuanto a los descriptores de amplitud ya se implementaron en Simulink tanto el RMS como el ARV, y por el momento ha dado mejores resultado el RMS.

9.4. Mapeo sEMG-FES

Utilizando el descriptor RMS se realizó una prueba para observar si el sistema decodificador y algún descriptor de amplitud eran compatibles con el bloque del RehaStim. Dicha prueba consistió en conectar el bloque del estimulador al resto del sistema diseñado y observar que entraran bien los datos al estimulador. Para ir variando el valor del RMS simplemente se tomó una senoidal y se fue variando su amplitud. El sistema obtenido tras esta prueba se muestra en la Figura

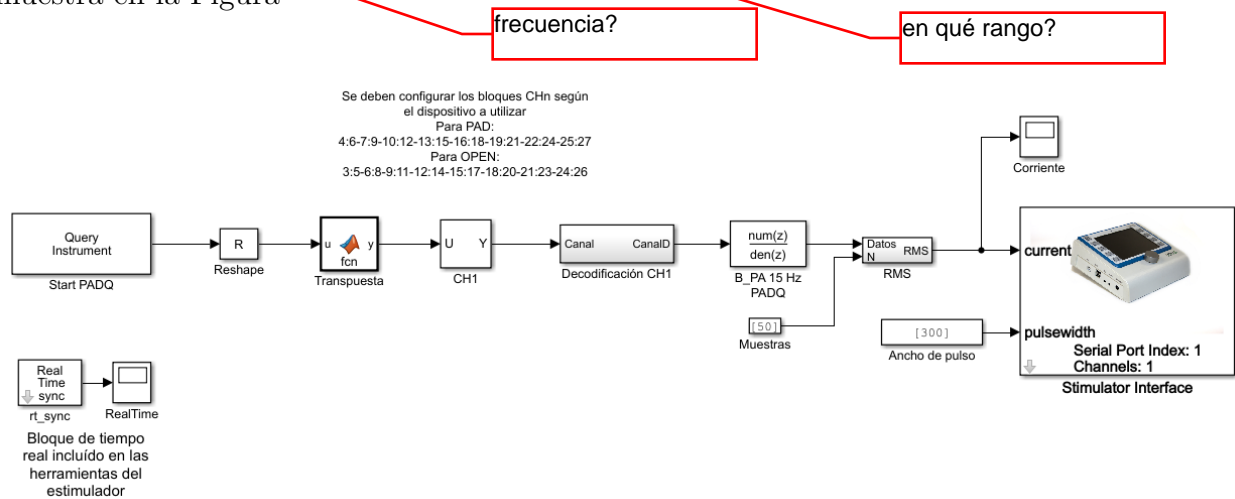


Figura 9.3: Sistema utilizado para realizar prueba de compatibilidad entre el bloque decodificador y el bloque RehaStim

Incluir una captura de pantalla donde se vean la modulación que se hace de la amplitud y el scope de la señal de control de corriente del estimulador

Capítulo 10

DISCUSIÓN

cubre el 50% de la parte práctica del proyecto

Considero que el trabajo que he realizado hasta el momento ~~es apenas casi la mitad del todo.~~

Falta terminar la evaluación del protocolo de comunicación, y la verdad siento que, ~~como me lo mencionó Jorge~~, puede que la idea de generar la señales utilizando la tarjeta de audio de la computadora no sea la mejor para señales de baja frecuencia, así que quizás se podría tomar solamente una señal que se encuentre dentro del ancho de banda del prototipo y que la tarjeta de audio sea capaz de generarla, la cuál podría ser quizás una senoidal de 30 o 40 Hz, esto porque el espectro audible empieza en 20 Hz y la tarjeta de audio debería ser capaz de generar dicha señal.

En cuanto al procesamiento del sEMG creo que se debería de definir ya el tipo de filtro a utilizar, y creo que podríamos optar por una de las opciones que he encontrado en otros trabajos que utilizan el sEMG como control.

En cuanto al descriptor de amplitud creo que el RMS podría ser el adecuado, y ~~creo~~ que para lograr que dicho valor sea más estable la solución podría ser incrementar la ventana de registro y también ~~pienso~~ que el mapeo podría solucionar el problema de la estabilidad.

El mapeo inicialmente lo llegué a probar con una ecuación de una recta, pero de eso me di cuenta que puede que este tipo de mapeo genere ciertos problemas, ya que por ejemplo, con un RMS de 15.5 me generaría una corriente de 1 mA, pero con 15.6 de RMS generaría una corriente de 2 mA y ese cambio podría ser brusco para el paciente (como lo hemos visto lo cambios no tienen el mismo efecto en todos los pacientes).

Del sensor de fuerza tengo mis dudas sobre si tendré tiempo para lograr implementarlo, ya que siento que encontrar el mapeo adecuado para el proyecto me podría llevar más tiempo del que creía. Quizás y sería buena idea optar por un lazo cerrado donde sea el mismo sujeto el que controle el momento en el cuál la estimulación eléctrica es suficiente para realizar la tarea.

Otra cosa muy importante es que hace falta por definir la tarea a realizar, y creo que antes de continuar con todo lo demás deberíamos definir bien como va a ser la tarea a realizar.

Definirlo y medirlo,

21

Definir bien el enfoque y cómo se caracterizaría y evaluaría el desempeño

No pusiste en Avances, esa prueba

Probar un par de opciones.

REFERENCIAS

- [1] CAVALCANTI-GARCIA, M., AND VIERIRA, T. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Medicina* 1, 3 (2009), 98–101.
- [2] LENZI, T., DE ROSSI, S., VITIELLO, N., AND CARROZZA, M. Proportional EMG control for upper-limb powered exoskeletons. 628–631.
- [3] LENZI, T., MARCO, S., AND ROSSI, M. D. Intention-Based EMG Control for Powered.
- [4] PECKHAM, P. H., AND KNUTSON, J. S. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications.
- [5] POPOVIĆ, D. B. Principles of command and control for neuroprostheses. *Implantable Neuroprostheses for Restoring Function* (2015), 45–58.
- [6] 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.
- [7] RAAFAT, M. S., AND SHALABY, E.-S. Development of an Electromyography Detection System for the Control of Functional Electrical Stimulation in Neurological Rehabilitation. Tech. rep.
- [8] SALCHOW, C., VALTIN, M., SEEL, T., AND SCHAUER, T. Development of a Feedback-Controlled Hand Neuroprosthesis: FES-Supported Mirror Training. 4–5.
- [9] 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 (aug 2017), 1249–1256.
- [10] SUN, M. *A Functional Electrical Stimulation (FES) Control System For Upper Limb Rehabilitation*. PhD thesis, University of Salford, 2014.

- [11] WOODS, B., SUBRAMANIAN, M., SHAFTI, A., AND FAISAL, A. A. Mechanomyography Based Closed-Loop Functional Electrical Stimulation Cycling System. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics 2018-Augus* (2018), 179–184.
- [12] 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, JUL (2016).