



**UNIVERSIDAD
AUTÓNOMA
METROPOLITANA**
Unidad Iztapalapa



**Instituto Nacional
de Rehabilitación**
Luis Guillermo Ibarra Ibarra

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

26 de Enero de 2020

Índice general

1. Introducción	1
2. Marco teórico	4
2.1. Estimulación eléctrica funcional	4
2.2. Neuroprótesis	4
2.3. Señales de comando y retroalimentación	5
2.3.1. Señal de comando	5
2.3.2. Señal de retroalimentación	5
2.4. Esquemas de control	6
2.4.1. Control en lazo abierto	6
2.4.2. Control en lazo cerrado	6
3. Antecedentes	8
3.1. Desarrollos previos al proyecto	8
3.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis	8
3.1.2. Aplicación FES en lazo abierto	8
3.1.3. Sistema prototipo de adquisición de biopotenciales	9
3.2. Sistemas FES existentes	9
4. Metodología	11
4.1. Planteamiento del sistema	11
4.2. Decodificación de stream de datos en Simulink	12
4.3. Evaluación de transferencia de datos entre prototipo de adquisición y computadora	15
4.4. Procesamiento de sEMG	16
4.5. Mapeo sEMG-FES	17
5. Avances	18
5.1. Decodificación de stream de datos en Simulink	18
5.2. Evaluación de transferencia de datos entre prototipo de adquisición y computadora	19

5.3. Procesamiento de sEMG	20
5.4. Mapeo sEMG-FES	21
Referencias	23

Capítulo 1

Introducción

En la división de Investigación en Ingeniería Médica del Instituto Nacional de Rehabilitación “Luis Guillermo Ibarra Ibarra” (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 (GUI, por sus siglas en inglés) 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 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.

Adicional a la IGU desarrollada en el INR, incluyendo la implementación de un funcionamiento en lazo abierto, se desarrolló un prototipo de adquisición de biopotenciales que permitiera tener un control total sobre los parámetros de adquisición (frecuencia de muestreo, ganancia y filtros) y que además fuera compatible con la aplicación en lazo abierto antes mencionada.

JUSTIFICACIÓN

Debido a que los sistemas de software y hardware desarrollados en el INR se han utilizado para trabajar en aplicaciones donde dichos sistemas trabajan sin tener interacción 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 lograr una intervención basada en la actividad, es decir, que involucre la actividad voluntaria del paciente para lograr la modulación de la estimulación eléctrica y esta a su vez permita la repetición de movimientos en un contexto relevante para la rehabilitación del paciente, dotándolo así de control sobre los movimientos en su rehabilitación. Además, se logrará disminuir la dependencia del experimentador al momento de realizar la terapia de estimulación.

PROBLEMA

Para lograr la aplicación en lazo cerrado se utilizará el prototipo de adquisición de biopotenciales desarrollado en el INR para la adquisición de dos canales de electromiografía de superficie (sEMG, por sus siglas en inglés), de los cuales se extraerá algún rasgo descriptivo de su amplitud, el cual servirá para modular la intensidad de estimulación eléctrica que será suministrada por el sistema RehaStim 2. Con esto, se tendrá que diseñar e implementar bloques de adquisición y procesamiento dentro de Simulink que permitan un funcionamiento en tiempo real.

HIPÓTESIS

Por lo tanto, la hipótesis de este proyecto consiste en que 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 un lazo cerrado que permita la adquisición de sEMG, procesamiento y estimulación eléctrica, con un tiempo de latencia en la actualización de los parámetros de estimulación menor a 1 segundo.

OBJETIVOS

Para conseguir esto, se plantearon como objetivos del proyecto los siguientes:

- Desarrollar un bloque de adquisición dentro de Simulink que permita la recepción de datos desde la computadora.
- Evaluar la calidad de la transmisión de datos entre el prototipo de adquisición y la computadora.
- Desarrollar un algoritmo que permita la modulación de los parámetros de estimulación eléctrica, para restaurar la función de la pinza gruesa, a partir de señales de sEMG correspondientes al antebrazo contralateral.

- Implementar un esquema de control reportado en la literatura que sea útil para la aplicación.

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 [4].

2.2. 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].

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 [5].

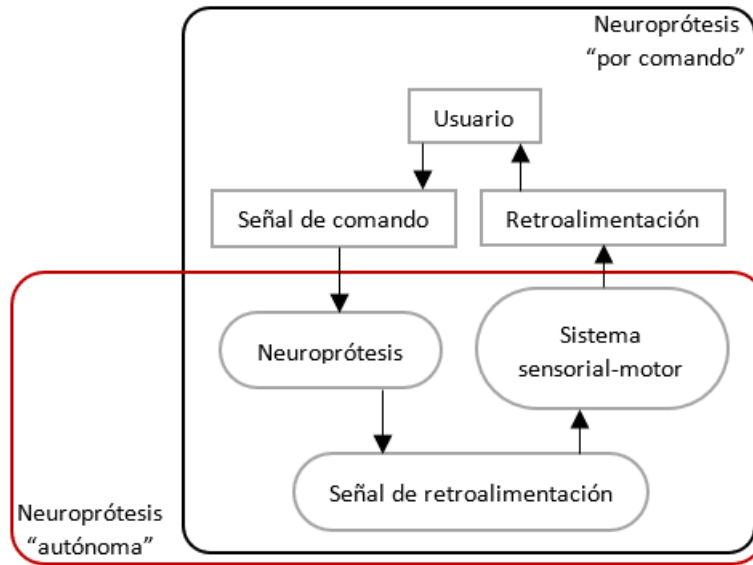


Figura 2.1: Esquema de los componentes generales de una neuroprótesis autónoma y por comando. Adaptado de [5].

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 [12].

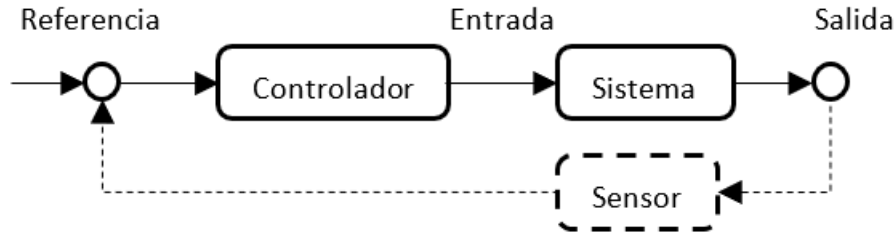


Figura 2.2: Esquema general de control en lazo abierto y control en lazo cerrado. El control en lazo abierto se ilustra con una línea sólida. El control en lazo cerrado se lleva a cabo cuando se incluye el elemento sensor, el cual se ilustra con una línea discontinua. Adaptado de [12].

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 [12].

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 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 PID

Enrique: ¿debería agregar algo sobre la conversión de números binarios en complemento 2?

Capítulo 3

Antecedentes

3.1. Desarrollos previos al proyecto

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.

3.1.1. Plataforma de software para neuroprótesis

Consiste en una GUI 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) 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 (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.

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.

3.1.3. Sistema prototipo de adquisición de biopotenciales

Sistema que consta del convertidor analógico digital ADS1299 y el microcontrolador MSP432P401R. Es un sistema que presenta ventajas respecto al sistema comercial utilizado en trabajos anteriores basados en OpenBCI, principalmente una frecuencia de muestreo de 1 kHz por canal, la cual es 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 de OpenBCI, permite una mayor tasa de transmisión de datos (460800 bps, contra 115200 bps).

El sistema prototipo de adquisición será útil para fines de este proyecto, ya que gracias a la interfaz gráfica desarrollada previamente para dicho sistema, se tiene la posibilidad de ajustar los parámetros de adquisición de tal forma que nos permitirá obtener una señal de sEMG de mejor calidad que con el sistema OpenBCI.

3.2. Sistemas FES existentes

En el Cuadro 3.1 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 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].

Referencia	Aplicación	Dispositivo de estimulación	Señales de comando y retroalimentación	Implementación del sistema de control
(Salchow, 2016)	Entrenamiento en espejo para posturas de mano	RehaMove Pro	Electromiografía, movimiento de mano	MATLAB/Simulink
(Sun, 2014)	Recuperación de funciones de miembro superior	RehaStim1	Acelerómetro	Simulink
(Simonsen, 2017)	Asistencia para apertura y cierre de mano	STMISOLA	Posición del objeto, posición de la mano	MATLAB
(Woods, 2018)	Asistencia en miembro inferior para ciclismo	RehaStim 1	Mecanomiografía, fuerza aplicada a pedales, posición del cigüeñal	Simulink

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

Capítulo 4

Metodología

4.1. Planteamiento del sistema

Para lograr cumplir lo planteado en este proyecto se propone el desarrollo del sistema mostrado en la Figura 4.1.

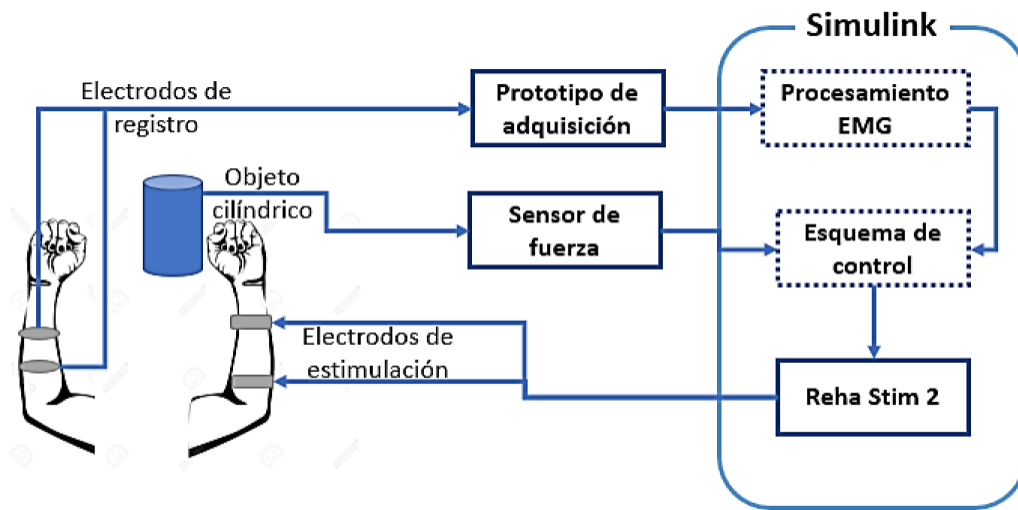


Figura 4.1: Sistema propuesto para el proyecto. Líneas continuas representan entes de hardware y líneas discontinuas representan entes de software.

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:

4.2. 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 4.2. 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.

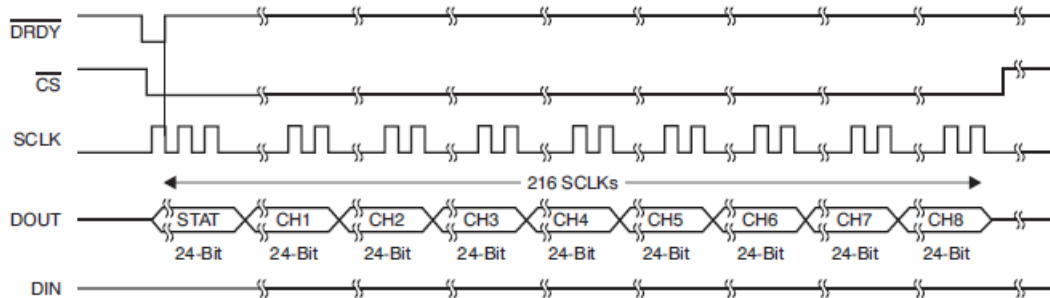


Figura 4.2: Estructura del bus de datos de salida del ADS1299

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 4.3.

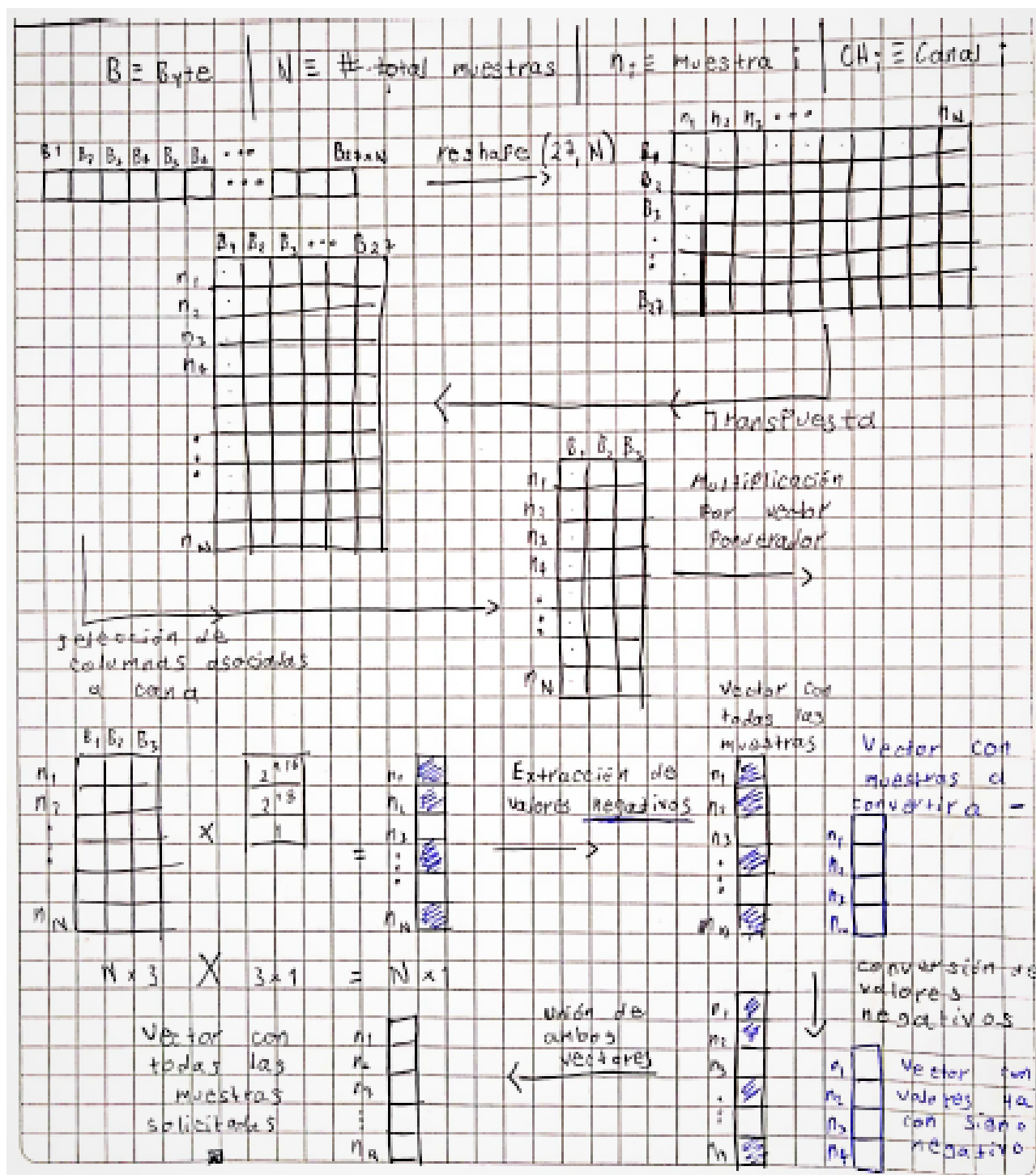
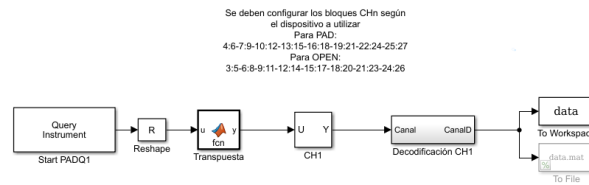


Figura 4.3: Funcionamiento del subsistema decodificador del stream de datos

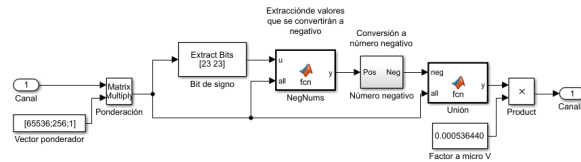
El funcionamiento del subsistema decodificador mostrado en la Figura 4.3 consiste en:

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.

En la Figura 4.4 se muestra el sistema implementado en Simulink que realiza los pasos anteriormente descritos para realizar la decodificación.



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

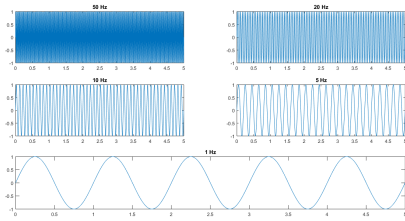


(b) Vista interna del subsistema encargado de la decodificación de número negativos y positivos

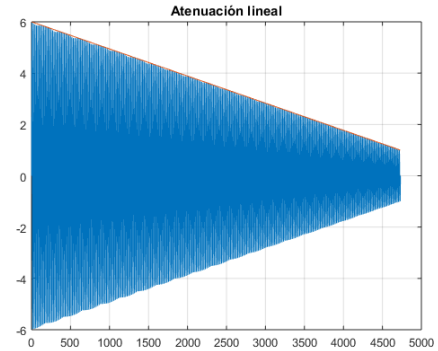
Figura 4.4: Sistema decodificador de stream de datos implementado en Simulink

4.3. Evaluación de transferencia de datos entre prototipo de adquisición y computadora

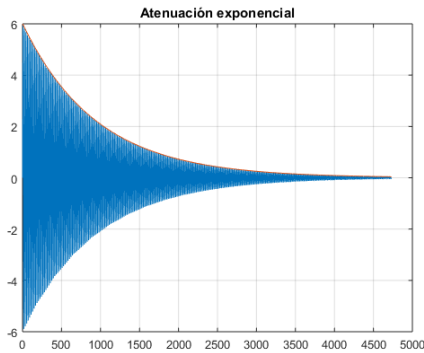
Debido a que el sistema de adquisición de biopotenciales se encuentra aún en una etapa de prototipo, se necesita saber si existe alguna pérdida o alteración en las muestras adquiridas. Para esto, se propuso generar señales sintéticas en MATLAB que sirvieran como patrón para esta evaluación. Dichas señales consistieron en 5 senoidales con frecuencias de 1 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz y 50 Hz (Figura 4.5a), además de dos senoidales de 50 Hz moduladas en amplitud con una exponencial decreciente (Figura 4.5c) y una recta con pendiente negativa (Figura 4.5b), por último, 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, exseptuando la última que tiene una duración de 15 segundos, y todas se diseñaron con una frecuencia de muestreo de 1 kHz.



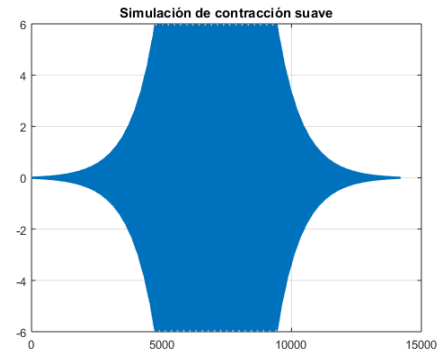
(a) Senoidales puras a diferentes frecuencias



(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 prototipo de adquisición.

2. El canal 1 del prototipo de adquisición se configuró con una ganancia de 1 y se habilitó el BIAS para dicho canal. La frecuencia de muestreo del prototipo se configuró a 1 kHz.
3. Se inició la solicitud de datos utilizando el subsistema decodificador implementado en Simulink y se inició el contenido de un cronómetro.
4. Tras haber transcurridos 2 segundo en el cronómetro, se procedió a la reproducción de la señal tratándola como una señal de audio en MATLAB.
5. Al marcar el cronómetro 10 segundos (20 segundos para la señal de larga duración), se detuvo la adquisición en el sistema de Simulink.
6. Se calculó la metrica de correlación entre ambas señales como indicador de la calidad de la transferencia de datos.

Estos pasos se repitieron tres veces para cada señal, esto para tener una mayor cantidad de datos con los cuales obtener una métrica de correlación promedio.

4.4. Procesamiento de sEMG

Se diseñó un filtro Butterworth pasa altas con frecuencia de corte de 15 Hz, este filtro cumple la finalidad de eliminar las variaciones en frecuencias bajas que ocasionan que los registros de sEMG tengan una línea base inestable. En la Figura 4.6 se muestra la respuesta en frecuencia de dicho filtro.

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)(Ecuación 4.1) y el valor cuadrático medio (RMS por sus siglas en Inglés) (Ecuación 4.2) [1]. Estos descriptores de amplitud se implementaron en Simulink utilizando los bloques disponibles en su biblioteca estándar.

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |EMG[n]| \quad (4.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (4.2)$$

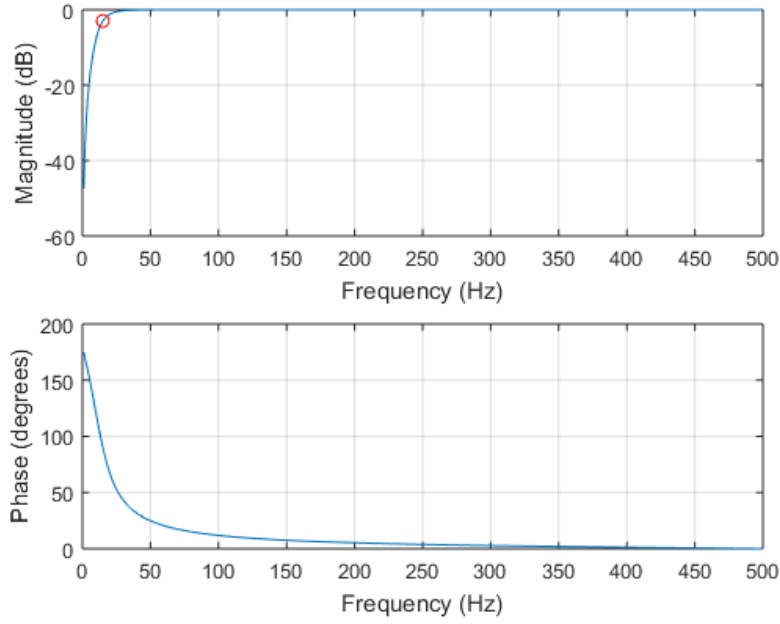


Figura 4.6: Filtro diseñado para retirar variaciones de bajas frecuencias.

4.5. Mapeo sEMG-FES

Para realizar un mapeo que convierta el descriptor de amplitud de sEMG a un valor de corriente eléctrica se optó por implementar una transformación lineal diseñada a partir de la ecuación de una recta. Esta recta está definida por la Ecuación 4.3, donde A representa a la amplitud que inyectará el estimulador eléctrico y D representa al descriptor de sEMG. Adicionalmente se aplica la función mínimo entero a la recta debido a que el dispositivo de estimulación eléctrica sólo admite valores enteros.

$$A = \frac{A_{max} - A_{min}}{D_{max} - D_{min}}(D - D_{min}) + A_{min} \quad (4.3)$$

Capítulo 5

Avances

5.1. Decodificación de stream de datos en Simulink

Como una primera comprobación del funcionamiento del sistema diseñado en Simulink se aprovechó la utilidad que tiene el prototipo de adquisición de enviar señales test (ondas cuadradas con frecuencia de 2 Hz). Se configuraron los 8 canales del prototipo de adquisición para que enviaran dicha señal test, cada uno con una ganancia diferente. Posteriormente se realizó un registro de forma continua en el que se visualizó en un scope el resultado del sistema decodificador. Adicional a esto, se realizaron registros de sEMG de un solo canal mientras se realizaba la tarea de cierre de mano. En la Figura 5.1 se muestra el resultado de la adquisición de las señales test, mientras que en la Figura 5.2 se muestra el resultado de un registro de sEMG. Ambos registros se realizaron configurando el prototipo de adquisición a una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

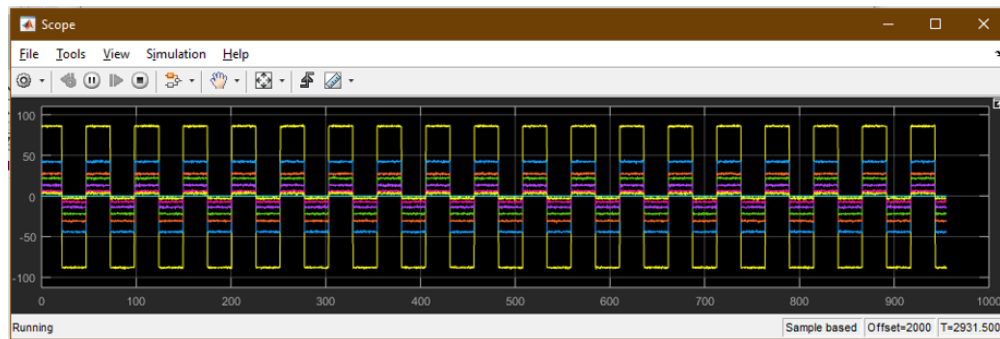


Figura 5.1: Resultado de la adquisición de los 8 canales del prototipo de adquisición configurado con señales test a diferentes ganancias.

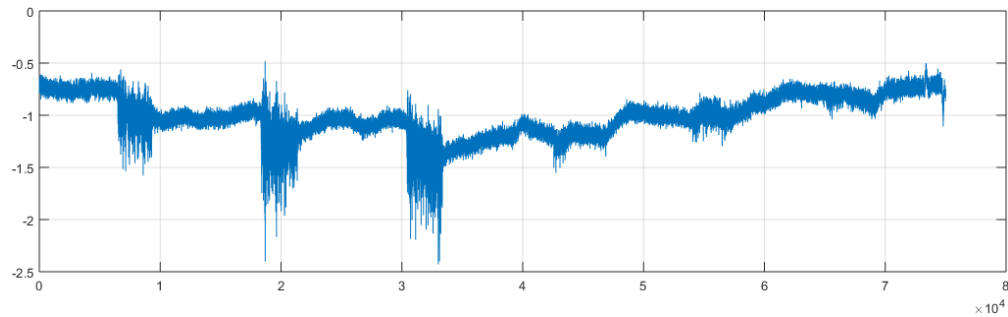


Figura 5.2: Registro de sEMG de un solo canal a una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

5.2. Evaluación de transferencia de datos entre prototipo de adquisición y computadora

Adicional al procedimiento realizado para la evaluación de la comunicación, se realizó una medición de la frecuencia de muestreo real del sistema, esto se realizó midiendo con un osciloscopio la frecuencia con la que se activa el pin DRDY del ADS1299 (la activación de este pin indica que se ha realizado la adquisición de una muestra). El resultado de esta medición arrojó como resultado que la frecuencia de muestreo real del prototipo de adquisición es de 964.3 Hz. En la Figura 5.3 se muestra una captura de pantalla de la medición realizada.

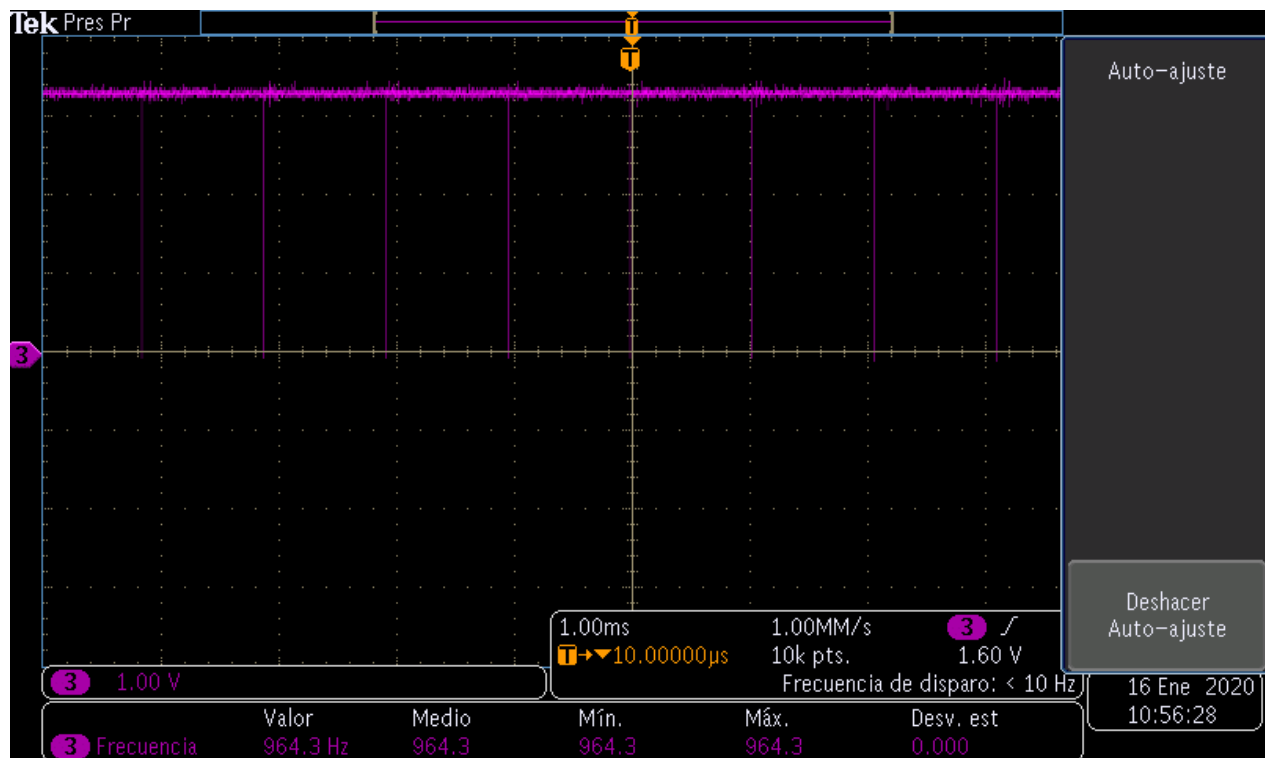


Figura 5.3: Resultado de la medición de la frecuencia de muestreo real del prototipo de adquisición.

Posterior a esto se realizó un ajuste a la frecuencia de muestreo a las señales sintéticas en MATLAB, esto para que la frecuencia de muestreo sintética coincidiera con la frecuencia de muestreo real del prototipo de adquisición. Teniendo las señales sintéticas ajustadas a la nueva frecuencia de muestreo se procedió a calcular la correlación entre la señal sintética y la señal adquirida con el prototipo de adquisición. Una vez obtenidos todos los valores de correlación se calculó el promedio de estos, obteniendo como resultado una correlación promedio de 0.9615. En el Cuadro 5.1 se muestran los resultados de la correlación obtenida para cada registro realizado.

Señal	Registro 1	Registro 2	Registro 3
Sen 1 Hz	0.9868	0.9899	0.9899
Sen 5 Hz	0.8554	0.9750	0.9980
Sen 10 Hz	0.9985	0.9946	0.9912
Sen 20 Hz	0.9923	0.9930	0.9947
Sen 50 Hz	0.9828	0.9732	0.9851
Sen 100 Hz	0.9320	0.9309	0.9374
Atenuación lineal	0.9677	0.9851	0.8869
Atenuación exponencial	0.7149	0.9523	0.9874
Contracción	0.9877	0.9896	0.9916

Cuadro 5.1: Resultados de la correlación obtenida entre las señales sintéticas y los registros realizados con el prototipo de adquisición.

5.3. Procesamiento de sEMG

Optando por utilizar como descriptor de la amplitud del sEMG al valor RMS se procedió a realizar pruebas sobre el desempeño de este. Se realizaron registros de sEMG filtrados con el filtro pasa altas descrito en la metodología y utilizando ventanas de registro de 100 mS, estas ventas de registro se utilizaron para calcular el valor RMS de ellas y dicho valor se visualizó en un scope en Simulink. En la Figura 5.4 se muestra un segmento de uno de los registros realizados en esta prueba.

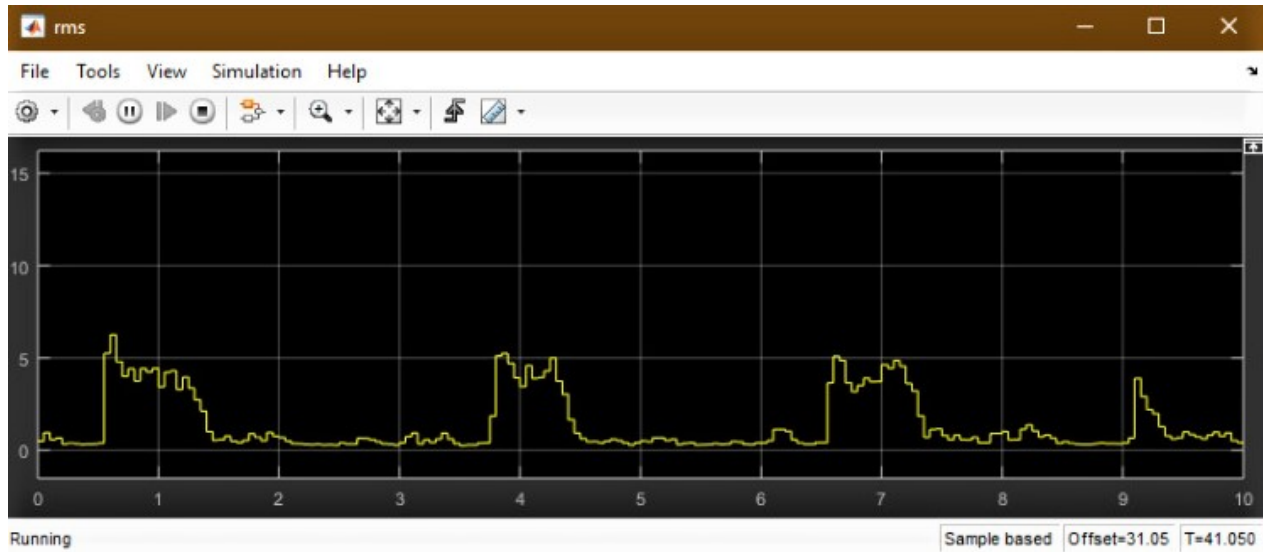


Figura 5.4: Resultado del cálculo del valor RMS utilizando ventanas de registro con duración de 100 mS mientras se realizaba la tarea de cierre de mano.

5.4. Mapeo sEMG-FES

Como una primera prueba de la utilidad de una transformación lineal como mapeo de sEMG a FES se utilizó un generador de funciones para generar una senoidal de 20 Hz e ir variando su amplitud de tal forma que simulara variaciones en la amplitud del sEMG. Se utilizó como parámetros de la recta los siguientes: $A_{min} = 0[A]$, $A_{max} = 50[A]$, $D_{min} = 60$, $D_{max} = 1500$. Dichos parámetros se configuraron en un bloque *Fcn* de Simulink en la forma descrita por la Ecuación 4.3 (Sección 4.5). Para visualizar los efectos de aplicar este mapeo al valor RMS se visualizó en dos scopes los valores obtenidos de RMS y los resultantes tras aplicar el mapeo. En la Figura 5.5 se muestra el resultado de ambos valores al ir variando la amplitud de la senoidal generada por el generador de funciones.

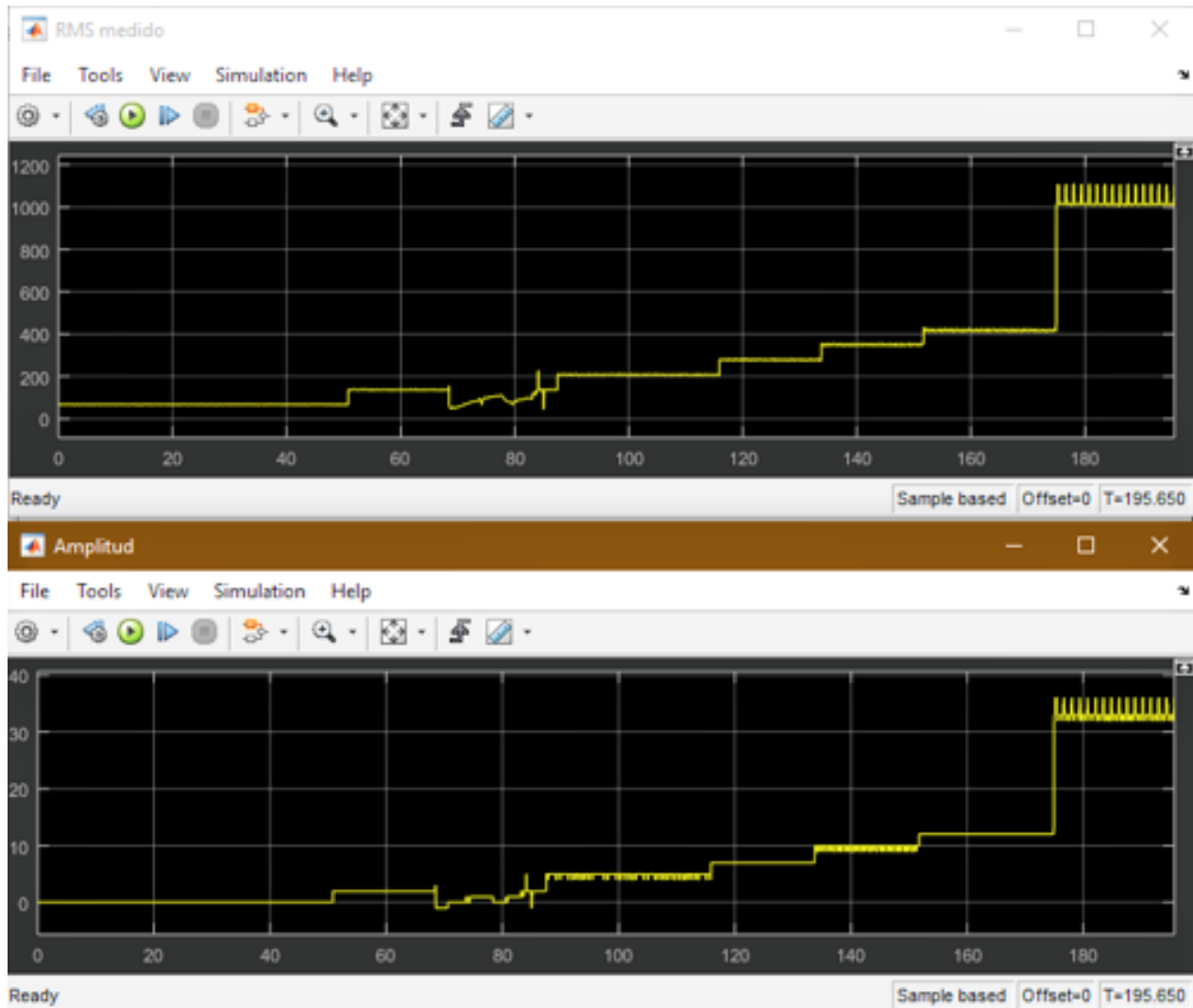


Figura 5.5: Resultados de valor RMS (arriba) y mapeo (abajo) al ir variando la amplitud de una senoidal de 20 Hz.

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).