

Aplicación de estimulación eléctrica funcional en lazo cerrado para el control contralateral de la pinza gruesa de la mano

Propuesta de proyecto terminal

Alumno: Enrique Mena Camilo

Matrícula: 2153009451

Asesor interno: Dr. Omar Piña Ramirez

Asesor externo: M.C. Jorge Airy Mercado Gutiérrez

Julio 2019

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 de control	5
4.4 Esquemas de control	6
5. Antecedentes.....	8
5.1 Desarrollos previos relacionados al proyecto.....	8
5.2 Sistemas FES existentes	9
6. Hipótesis	12
7. Objetivos.....	12
7.1 General	12
7.2 Específicos	12
8. Metodología	13
8.1 Planteamiento del sistema.....	13
8.2 Diseño de protocolo de comunicación para prototipo de adquisición	14
8.3 Procesamiento de sEMG.....	14
8.4 Implementación de sensor de fuerza	14
8.5 Desarrollo de esquema de control.....	15
9. Plan de trabajo.....	16
10. Materiales y financiamiento	17
11. Referencias	18

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.

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.

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 sEMG, 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.

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 [3].

4.2 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 [1][2].

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 compuestos 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 [2].

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 [2].

4.3 Señales de comando y retroalimentación

Como se muestra en la Figura 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 [2].

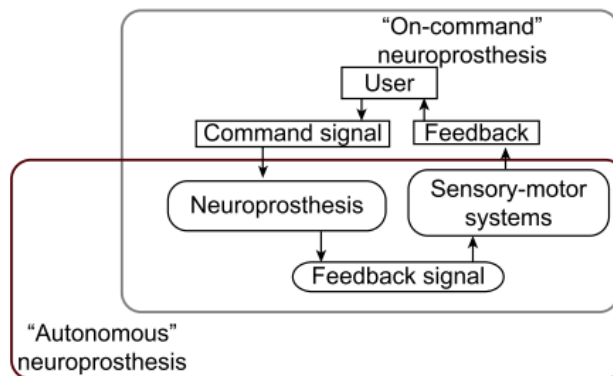


Figura 1. Esquema de los componentes generales de una neuroprótesis autónoma y por comando [2].

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 2 se ilustran a grandes rasgos las diferencias entre ambos esquemas de control [4].

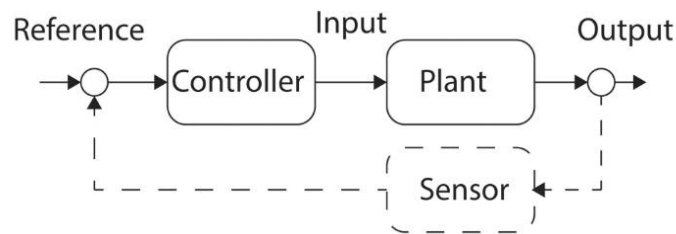


Figura 2. Control en lazo abierto y lazo cerrado. El control el lazo abierto se ilustra con una línea sólida. El control en lazo cerrado se lleva a cabo cuando se incluye el elemento sensor, el cual se muestra con una línea discontinua [4].

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 [4].

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 [4].

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 [4].
- 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 [4].

5. Antecedentes

5.1 Desarrollos previos relacionados 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 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 más adecuada para el registro de señales sEMG (contra 250 Hz del sistema comercial). 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 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.

Cuadro 1. Revisión de sistemas FES reportados en la literatura con aplicaciones similares a las de este proyecto				
Referencia	Aplicación	Dispositivo de estimulación	Señales de comando y retroalimentación	Implementación del esquema de control
Salchow C., et al. (2016) [5]	Entrenamiento en espejo para posturas de mano	RehaMove Pro	Electromiografía, movimiento de mano ¹	MATLAB/Simulink
Sun, M. (2014) [6]	Recuperación de funciones de miembro superior	RehaStim 1	Acelerometría	Simulink
Simonsen, D., et al. (2017) [7]	Asistencia para apertura y cierre de mano	STMISOLA	Posición del objeto ² , posición de la mano ²	MATLAB
Woods B., et al. (2018) [8]	Asistencia en miembro inferior para ciclismo	RehaStim 1	Mecanomiografía, fuerza aplicada a pedales ³ , posición del cigüeñal ⁴	Simulink

1. Obtenido con una unidad de movimiento inercial

2. Obtenidas mediante un sensor Kinect de Microsoft

3. Obtenida con sensores de fuerza resistivos

4. Obtenida mediante un codificador rotatorio magnético

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 [5]. 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 [7]. 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 [6]. 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 [5] [6] [8].

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.

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

- Diseñar y evaluar un protocolo de comunicación robusto para permitir el envío de información entre el prototipo de adquisición y la neuroprótesis.
- Desarrollar un algoritmo que permita la modulación de los parámetros de estimulación eléctrica para restaurar la función de pinza gruesa, a partir de la señal de electromiografía de superficie (sEMG) correspondiente del antebrazo contralateral y un sensor de presión como retroalimentación.
- Implementar un esquema de control reportado en la literatura para la aplicación.

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 3.

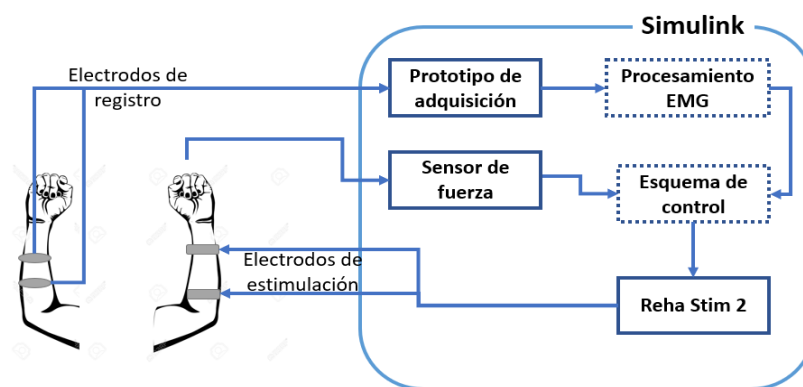


Figura 3. Sistema propuesto para el proyecto. Líneas continuas representan entes físicos y líneas discontinuas representan entes de software.

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 Diseño de protocolo de comunicación para prototipo de adquisición

Se tendrá que diseñar un protocolo de comunicación que permita configurar dinámicamente los distintos parámetros del prototipo (canales activos ganancia, modo de registro, etc.), los cuales se configurarán en una etapa de calibración donde se obtendrán registros de sEMG basal y durante movimientos.

Se diseñarán varias alternativas de protocolos de comunicación y estas se evaluarán en cuanto a su tiempo de respuesta, el protocolo que arroje el tiempo de respuesta menor será el que se implementará en el sistema final.

8.3 Procesamiento de sEMG

Se diseñará una función dentro de MATLAB, que posteriormente será importada a Simulink, para a partir de los dos canales de sEMG obtener rasgos de esta señal ya reportados que posteriormente servirán para realizar la modulación y activación de la estimulación eléctrica. Dicha función se pondrá a prueba con señales de sEMG simuladas, y una vez validado su funcionamiento se procederá a evaluar su funcionamiento utilizando sEMG real registrada con el prototipo.

8.4 Implementación de sensor de fuerza

Se acoplará a un objeto cilíndrico como una botella o un vaso un sensor de fuerza, 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.

8.5 Desarrollo de esquema de control

Utilizando los rasgos obtenidos mediante el procesamiento de sEMG y del sensor de fuerza se desarrollará un esquema de control, basado en una máquina de estados finitos, que convertirá dichos rasgos a parámetros que permitirán modular la estimulación eléctrica aplicada al sujeto, así como identificar cuando el sujeto haya logrado sujetar el objeto. Una vez diseñado este esquema se procederá a realizar pruebas del sistema completo, primero utilizando las facilidades del controlador implementado en Simulink para realizar simulaciones de la estimulación eléctrica aplicada. Una vez validados los tiempos de respuesta del sistema se procederá a realizar pruebas piloto en sujetos sanos.

9. Plan de trabajo

Este proyecto comienza con una revisión de literatura y el desarrollo de la propuesta planteados a lo largo de este trabajo, posterior a esto se definen 26 semanas de trabajo (correspondientes a los trimestres 19-P y 19-O junto con el periodo vacacional entre ambos) en las que se realizarán todas las tareas detalladas en la metodología, junto con un periodo adicional para realizar pruebas de funcionamiento del sistema completo, ocupando señales simuladas, y comprobar que todo esté en orden para posteriormente proceder a realizar pruebas de funcionamiento con sujetos sanos.

En la Figura 4 se muestra la planificación de las tareas a realizar. Cabe destacar que durante todo el periodo de trabajo se realizará de manera conjunta la redacción del reporte final, esto para tener bien documentado todo el trabajo realizado y los resultados obtenidos.

Actividad	Semanas																							
	Trimestre 19-P											Vacaciones		Trimestre 20-O										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Protocolo de comunicación																								
Procesamiento de sEMG																								
Implementación de sensor de fuerza																								
Desarrollo de esquema de control																								
Pruebas de funcionamiento																								
Pruebas piloto (sujetos sanos)																								
Redacción de reporte																								

Figura 4. Diagrama de Gantt para la planificación de tareas del proyecto

10. Materiales y financiamiento

Este proyecto se realizará en colaboración con el Instituto Nacional de Rehabilitación y forma parte del proyecto “Desarrollo de una neuroprótesis controlada por estimulación eléctrica funcional e interfaz, para la recuperación sensomotora de la extremidad superior de pacientes con lesión del sistema nervioso”, el cuál cuenta con financiamiento del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por medio del otorgamiento de la beca CONACYT-SALUD-2016-1-272983, la cuál brinda apoyo económico para la adquisición del material necesario para la implementación de la aplicación descrita en este trabajo, como es:

- Licencia de MathWorks para el uso de MATLAB y Simulink
- Microprocesador MSP432 (implementado en un prototipo de adquisición)
- Dispositivo de estimulación eléctrica RehaStim2
- Sensor de presión
- Equipo de computo con sistema operativo Windows 7, o superior, a 64 bits.

11. Referencias

- [1] M. R. Popovic and A. T. Thrasher, "Neuroprostheses," in *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering*, 2nd ed., G. E. Wnek and G. L. Bowlin, Eds. 2008, pp. 1056–1065.
- [2] D. B. Popović, "Principles of command and control for neuroprostheses," *Implant. Neuroprostheses Restoring Funct.*, pp. 45–58, 2015.
- [3] [1] P. H. Peckham and J. S. Knutson, "Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications," no. February 2005, 2005.
- [4] J. Wright, V. G. Macefield, A. van Schaik, and J. C. Tapson, "A review of control strategies in closed-loop neuroprosthetic systems," *Front. Neurosci.*, vol. 10, no. JUL 2016.
- [5] C. Salchow, M. Valtin, T. Seel, and T. Schauer, "Development of a Feedback-Controlled Hand Neuroprosthesis: FES-Supported Mirror Training," pp. 4–5, 2016.
- [6] M. Sun, "A functional electrical stimulation (fes) control system for upper limb rehabilitation," University of Salford, 2014.
- [7] D. Simonsen, E. G. Spaich, J. Hansen, and O. K. Andersen, "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 Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 8, pp. 1249–1256, Aug. 2017.
- [8] B. Woods, M. Subramanian, A. Shafti, and A. A. Faisal, "Mechanomyography Based Closed-Loop Functional Electrical Stimulation Cycling System," *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, vol. 2018-Augus, pp. 179–184, 2018.