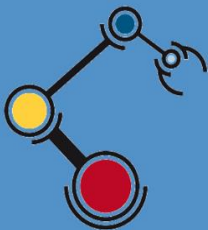


Implementación y evaluación de un esquema de control mioeléctrico ON/OFF utilizando hardware de bajo coste



Máster Universitario en Automática
y Robótica

Trabajo Fin de Máster

Autor:

José Mario Porfirio López Castellanos

Tutores:

Andrés Úbeda Castellanos

Santiago T. Puente Méndez

Julio 2017



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

Resumen

Con el crecimiento de la tecnología se da un auge en el desarrollo comercial de hardware de bajo coste que permite desarrollar prototipos y realizar investigaciones en diversos temas, para luego decidir escalarlas utilizando equipo de alta gama. Ejemplo de ello es el estudio de señales electromiográficas utilizando microcontroladores y tarjetas de adquisición de señales con una calidad aceptable.

En este proyecto se realiza la adquisición de señales electromiográficas superficiales utilizando hardware de bajo coste. Se realiza una etapa de calibración de los comandos de control y se implementa un control mioeléctrico ON/OFF a partir de movimientos binarios sencillos de la mano tales como: apertura y cierre, supinación y pronación, flexión y extensión, etc.

Palabras clave

EMG, control mioeléctrico, e-health, arduino.

Abstract

With the enormous growth of technology in recent years there is a boom in developing low-cost hardware aimed at allowing the users to develop prototypes and do research in a vast collection of topics, and then to decide if scale them using high-quality equipment. An example of this is the study of Electromyographic signals using microcontrollers and signal acquisition cards with acceptable quality.

In this Project, the acquisition of surface electromyographic signals is performed using low-cost hardware. A calibration step of the control commands takes place, and also the implementation of ON/OFF myoelectric control from simple binary hand movements such as open/close, supination/pronation and flexion/extension.

Keywords

EMG, myoelectric control, e-health, arduino.

Justificación

El creciente auge de tecnología robótica para solventar problemas actuales relacionados con las necesidades industriales y en otros ámbitos, como la medicina, ha dado pie a una amplia gama de dispositivos que vienen a mejorar la calidad de vida de las personas, tal es el caso de las prótesis.

El uso de prótesis cada vez más funcionales otorga independencia a las personas amputadas lo que conlleva a una mejora de su calidad de vida. Estas prótesis pueden ser controladas a través de diversos mecanismos y uno de ellos es a través de los impulsos eléctricos registrados en los músculos del cuerpo.

El uso de las señales EMG para controlar dispositivos abre la posibilidad a un sinnúmero de mejoras en la vida diaria para personas con alguna discapacidad física que requiera uso de prótesis. Complementar un proyecto de este tipo utilizando elementos de bajo coste sin perder funcionalidad significa dar pie a posteriores investigaciones donde se puedan construir prótesis funcionales, asequibles que obedezcan a la intención del usuario para realizar sus actividades de la mejor manera.

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de Honduras, por la oportunidad concedida de estudiar en el extranjero y por todas las gestiones realizadas a través de la Vicerrectoría de Relaciones Internacionales, la FUNDAUNAH y sobre todo, el equipo de Relevo Docente.

A mi familia y amigos, por ser ejemplo de superación y excelencia. Su apoyo ha sido incondicional y me ha acompañado en cada camino que he decidido recorrer.

A Raúl Palma y Juan Ángel Paz, por creer en mí y avalarme para que estudiara el Máster en Automática y Robótica.

A mis tutores, Andrés Úbeda y Santiago Puente, por el apoyo recibido durante la realización del Trabajo Fin de Máster.

A mis compañeros en el Máster, por cada experiencia compartida.

Dedicatoria

A Serena, Luis, Padre Francis, Iván y Ángel, por ser de gran apoyo en uno de los momentos más difíciles que he pasado.

A cada voluntario que trabaja por construir una mejor Honduras.
Sus acciones no son ni serán en vano.

A los estudiantes del área rural de Honduras, aquellos que cambian de ciudad para buscar un nuevo porvenir, en especial a los que estudian y trabajan.

En memoria de cada estudiante hondureño que la violencia nos ha robado. He imaginado la magnitud de su esfuerzo y sus sueños, y la he sumado a la mía.
¡No les olvidamos!

Citas

“Caminante, no hay camino, se hace camino al andar.”

Antonio Machado

Contenido

Resumen	3
Palabras clave	3
Abstract	3
Keywords	3
Justificación.....	4
Agradecimientos.....	5
Dedicatoria	6
Citas	7
Contenido.....	8
Índice de figuras	10
Índice de tablas	12
I. Introducción.....	13
II. Objetivos	14
2.1 Objetivo general	14
2.2 Objetivos específicos	14
III. Marco Teórico y Estado del Arte	15
3.1 Antecedentes	15
3.1.1 Actividad eléctrica en el cuerpo humano	15
3.1.2 Señales bioeléctricas.....	16
3.1.3 Sistema músculo – esquelético	17
3.2 ¿Qué es la electromiografía?	18
3.3 Métodos de registro de señales EMG	19
3.4 Aplicaciones de la electromiografía.....	22
3.4.1 Generales	22
3.4.2 Desarrollo de prótesis mioeléctricas	23
3.5 Control mioeléctrico.....	25

3.5.1	Esquemas de control mioeléctrico	25
3.5.2	Estudios similares	27
3.6	Ley de Fitts	29
3.6.1	Definición	29
3.6.2	Pruebas de control mioeléctrico en modos 1D y 2D	30
3.7	Hardware	33
3.7.1	Plataforma e-Health	33
3.7.2	Arduino	35
3.8	Software	35
3.8.1	MATLAB	35
IV.	Materiales y Métodos	37
4.1	Configuraciones iniciales de Arduino y e-Health	37
4.1.1	Software y herramientas	37
4.1.2	Preparación del hardware	38
4.2	Tareas de preparación para la lectura de las señales EMG	40
4.2.1	Ubicación de los electrodos	40
4.3	Procesamiento de la información EMG a través de la interfaz gráfica	43
4.3.1	Calibración de los modos de control	43
4.3.2	Descripción del control ON/OFF implementado	45
4.3.3	Comandos de control asociados a los movimientos de la mano ..	45
V.	Pruebas	47
5.1	Descripción de la prueba de control mioeléctrico	47
5.2	Procedimiento	48
5.3	Resumen	48
VI.	Resultados y Discusión	49
6.1	Observaciones adicionales	53
6.2	Trabajos futuros	54

VII.	Conclusiones	55
VIII.	Bibliografía.....	57
IX.	Anexos	60
9.1	Descripción de la interfaz gráfica de usuario.....	60
9.1.1	Ventana inicial	60
9.1.2	Interfaz principal	60
9.1.3	Ventana de calibración	62
9.2	Pasos para realizar la calibración de los modos de control.....	63
9.3	Pasos para realizar las pruebas de control mioeléctrico	64

Índice de figuras

Figura 1:	Experimento de Galvani. El electrodo está en contacto con los nervios de las ancas de rana y éstas se contraen. Fuente: (Wikimedia, 2014)	15
Figura 2:	Partes de una neurona. Fuente: (Wikimedia, 2006)	16
Figura 3:	Sección de médula espinal, que posee neuronas motoras que inervan las fibras musculares. Fuente: (Wikimedia, 2013).....	17
Figura 4:	Composición de un músculo esquelético. Fuente: (IESPE, 2017)	18
Figura 5:	EMG superficial. Fuente: (I-Tech Medical Division, 2017).....	20
Figura 6:	EMG invasiva. Fuente: (U.S. National Library of Medicine, 2016) ...	20
Figura 7:	Superposición de señales EMG. Fuente: (Amon, 2013)	21
Figura 8:	Esquema de unidad motora y transmisión del impulso. Fuente: (FIBO, 2012)	22
Figura 9:	Mano protésica mioeléctrica. Fuente: (Ottobock, 2017).....	23
Figura 10:	Aprehensor eléctrico. Fuente: (Ottobock, 2017).....	24
Figura 11:	Entrenador virtual de prótesis mioeléctrica. Fuente: (Alonso, Hornero, & Espino, 2002).....	27
Figura 12:	Mano robótica controlada usando señales EMG. Fuente: (Torres San Miguel, Velásquez Sánchez, González Lugo, & Tapia Herrera, 2011).....	28

Figura 13: Ejemplo del diseño de los tipos de prueba serial y discreto. Fuente: (Scott Mackenzie, 2015).....	30
Figura 14: Geometría de los puntos origen, destino (objetivo) y punto seleccionado al realizar la prueba. Fuente: (Scott Mackenzie, 2015)	31
Figura 15: Descripción de la placa e-Health. Fuente: (Cooking Hacks, 2017) .	33
Figura 16: Equipo incluido en nueva versión de e-Health: MySignals. Fuente: (Cooking Hacks, 2017).....	34
Figura 17: Nueva versión de la tarjeta e-Health: MySignals. Fuente: (Cooking Hacks, 2017)	34
Figura 18: Montaje de e-Health sobre Arduino UNO. Fuente: (Cooking Hacks, 2017)	38
Figura 19: Jumper para seleccionar la señal a leer (ECG o EMG) Fuente: (Robologs, 2016).....	38
Figura 20: Conexión de los electrodos a la tarjeta e-Health. Fuente: (Robologs, 2016)	39
Figura 21: Esquema completo de trabajo con e-Health. Fuente: captura propia.	39
Figura 22: Electrodo y adhesivos. Fuente: captura propia.	40
Figura 23: Posición de referencia del codo. Fuente: captura propia.	40
Figura 24: Ubicación de los electrodos en cara anterior del antebrazo. Fuente: captura propia.	41
Figura 25: Ubicación de los electrodos en cara posterior del antebrazo. Fuente: captura propia.	42
Figura 26: Ubicación del potenciómetro en la tarjeta e-Health. Fuente: (Robologs, 2016)	43
Figura 27: Ejemplo de señal EMG con el antebrazo en reposo. Fuente: elaboración propia.....	44
Figura 28: Ejemplo de lectura de MVC, movimiento de apertura. Fuente: elaboración propia.....	44
Figura 29: Prueba de control mioeléctrico en modo 1D (izq) y modo 2D (der); cursor y objetivo Fuente: elaboración propia.....	48
Figura 30: Pruebas. Trayectoria del cursor en modo 2D. Fuente: captura propia	50
Figura 31: Medidas de TP por participante. Fuente: elaboración propia	51

Figura 32: Resultados de TP promedio por participante. Fuente: elaboración propia	51
Figura 33: Resultados de medida de MVC. Fuente: elaboración propia	52
Figura 34: Ventana inicial de interfaz gráfica. Fuente: captura propia.....	60
Figura 35: Ventana principal de interfaz gráfica. Fuente: captura propia	61
Figura 36: Interfaz gráfica: comandos de control. Fuente: captura propia	61
Figura 37: Interfaz gráfica: acciones para realizar control. Fuente: captura propia	61
Figura 38: Interfaz gráfica: modificación de umbrales. Fuente: captura propia	62
Figura 39: Ventana de calibración. Fuente: captura propia.....	62
Figura 40: Interfaz gráfica: seleccionar microcontrolador. Fuente: captura propia	63
Figura 41: Interfaz gráfica: Opciones de calibración. Fuente: captura propia ..	63
Figura 42: Ejemplo de prueba en modo 1D. Fuente: captura propia.....	64

Índice de tablas

Tabla 1: Comandos de control asociados a los movimientos estudiados de la mano.	46
Tabla 2: Resultados de la prueba de control mioeléctrico.....	49

I. Introducción

La disponibilidad de hardware de bajo coste para adquirir señales electromiográficas y la posibilidad de utilizarlas como punto de partida para realizar mecanismos de control que obedezcan a la intención del usuario permiten realizar investigaciones y diseñar aplicaciones en los campos de entretenimiento, las interfaces hombre-máquina y en la mejora de la calidad de vida de aquellas personas con una discapacidad física que, por ejemplo, necesitan una prótesis que se adapte a sus necesidades.

En la presente investigación se implementa un esquema de control mioeléctrico ON/OFF basado en umbrales y se realiza la evaluación del desempeño de los usuarios al ejecutar distintas pruebas de selección de objetivos con el apoyo de una interfaz gráfica, por medio de la cual se identifican los comandos generados a partir de distintos movimientos de la mano como son: apertura y cierre, supinación y pronación, flexión y extensión, etc. Finalmente, la evaluación del desempeño se realiza empleando la Ley de Fitts, que da una medida del rendimiento del usuario al realizar una tarea específica que requiera acertar un objetivo, lo que resulta útil para establecer las conclusiones respectivas en relación a la efectividad de la prueba implementada, y para evaluar el funcionamiento del hardware utilizado de cara a investigaciones posteriores.

A continuación se muestra el desarrollo del proyecto. El documento está estructurado en: *objetivos* donde se plantea el alcance del proyecto, *marco teórico y estado del arte* para dar a conocer los conceptos y definiciones que refuerzan la parte teórico-práctica, el apartado *materiales y métodos* que describe las configuraciones iniciales de hardware y software utilizados, y el procesamiento de las señales EMG para obtener los comandos de control. Posteriormente, en el apartado de *pruebas* se comenta el diseño de la prueba de control implementada, luego en *resultados y discusión* se exponen los hallazgos más importantes y para finalizar, se cierra el documento con las *conclusiones* y la *bibliografía* consultada.

II. Objetivos

2.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema de control mioeléctrico ON/OFF que, a través de una interfaz gráfica, permita ejecutar distintos comandos de control por medio de la adquisición de señales electromiográficas superficiales utilizando hardware de bajo coste.

2.2 Objetivos específicos

- Desarrollar e implementar una interfaz gráfica de control mioeléctrico.
- Adquirir señales EMG utilizando la plataforma e-Health, Matlab y Arduino.
- Implementar tres modos distintos de control utilizando las combinaciones de movimientos pronación/supinación, flexión/extensión y apertura/cierre de la mano.
- Realizar el cambio entre modos de control mediante la detección de un movimiento específico de la mano.
- Calibrar los modos de control para cada usuario.
- Diseñar un esquema de pruebas para evaluar el control mioeléctrico y obtener una medida del rendimiento del desempeño del usuario.

III. Marco Teórico y Estado del Arte

3.1 Antecedentes

3.1.1 Actividad eléctrica en el cuerpo humano

La electricidad está presente de muchas formas en la naturaleza y el cuerpo humano no es la excepción. Desde su descubrimiento, el hecho que el cuerpo humano sea capaz de generar su propia energía ha sido motivo de fascinación y ha dado pie para formular un sinnúmero de situaciones donde se aprovecha esa energía producida en forma de electricidad.

Cada vez, se desvelan más situaciones que acercan la realidad a lo que era considerado ciencia ficción y en el campo de señales bioeléctricas se han dado pasos agigantados. Uno de los primeros en realizar contribuciones al estudio de la actividad eléctrica en el cuerpo fue Luigi Galvani quien en 1786 realizó un experimento con las extremidades de una rana, que consistía en hacer pasar corriente eléctrica a través de ellas y notó que se producía un movimiento en consecuencia: la contracción de las ancas de igual forma a que si la rana saltase. Las contribuciones realizadas por Galvani dieron pie a grandes avances en el campo de la Fisiología y en otras áreas del saber, como la invención de la pila fotovoltaica, por Alessandro Volta (Miscione, 2015).

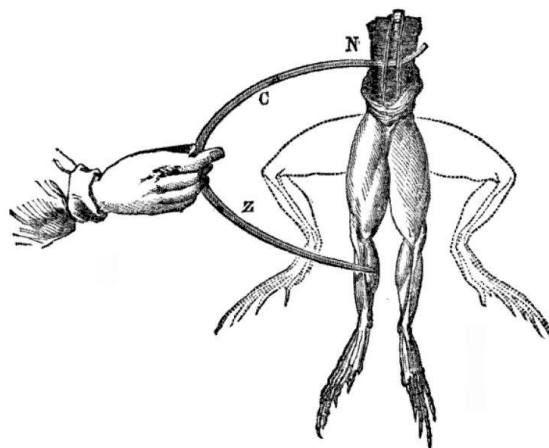


Figura 1: Experimento de Galvani. El electrodo está en contacto con los nervios de las ancas de rana y éstas se contraen.

Fuente: (Wikimedia, 2014)

3.1.2 Señales bioeléctricas

Las señales bioeléctricas son una forma de energía eléctrica producida en el cuerpo humano. Así, los mensajes transmitidos a través de impulsos eléctricos son los responsables de controlar el ritmo de los latidos del corazón por tanto la presión arterial, y también los movimientos de los músculos, entre otros (Mercola, 2014).

Muchos de esos impulsos eléctricos son generados en el cerebro por las neuronas, que son la unidad funcional básica del sistema nervioso. Las neuronas transmiten los impulsos a través de la sinapsis con otras neuronas, que son uniones a través de terminaciones llamadas dendritas.

El sistema nervioso se divide en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico. El sistema nervioso central está formado por el encéfalo (que incluye el cerebro) y la médula espinal, mientras que el periférico lo conforman los nervios, que emergen del sistema nervioso central y recorren todo el cuerpo, y sus terminaciones motoras (Jamal, 2012).

Las neuronas motoras se refieren a neuronas del sistema nervioso central que proyecta su axón hacia un músculo o glándula, actuando sobre las fibras musculares y son las que están involucradas en la locomoción (Jamal, 2012).

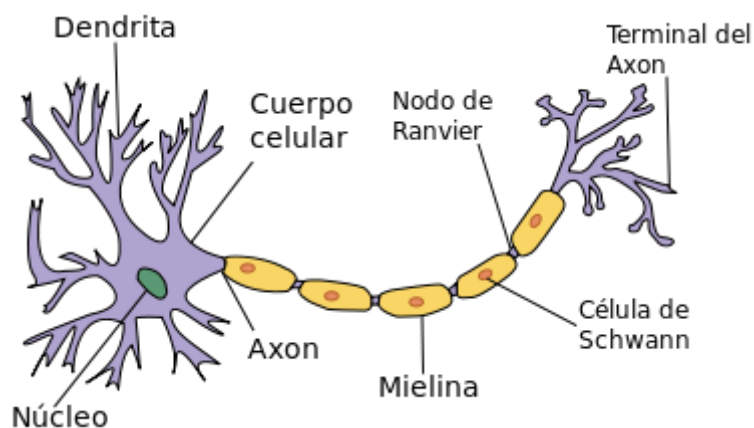


Figura 2: Partes de una neurona.
Fuente: (Wikimedia, 2006)

3.1.3 Sistema músculo – esquelético

El sistema músculo-esquelético está formado por la unión de los huesos, las articulaciones y los músculos. La característica principal de los músculos es su capacidad de contracción, lo que permite producir movimiento en todas las partes del cuerpo. El movimiento se efectúa por la acción de células especializadas, que son la base de la constitución de las fibras musculares. En función de las características de las fibras musculares, se puede hablar de músculos lisos, cardíacos, y esqueléticos.

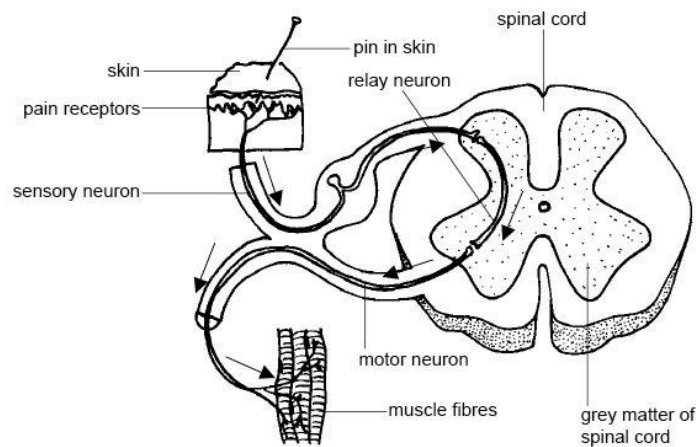


Figura 3: Sección de médula espinal, que posee neuronas motoras que inervan las fibras musculares.
Fuente: (Wikimedia, 2013)

Los músculos esqueléticos son los más abundantes en el organismo y gracias a su capacidad para contraerse bajo control nervioso, producen movimientos articulares. Estos músculos presentan fibras musculares (y a su vez, éstas constituidas por miofibrillas), conjuntos de fibras musculares llamados fascículos, y el conjunto de fascículos que es el músculo propiamente dicho. Cada músculo está inervado por uno o más nervios que contienen fibras motoras y sensitivas. Una unidad motora es un grupo de fibras musculares inervado por una sola neurona motora (McGraw-Hill, 2012).

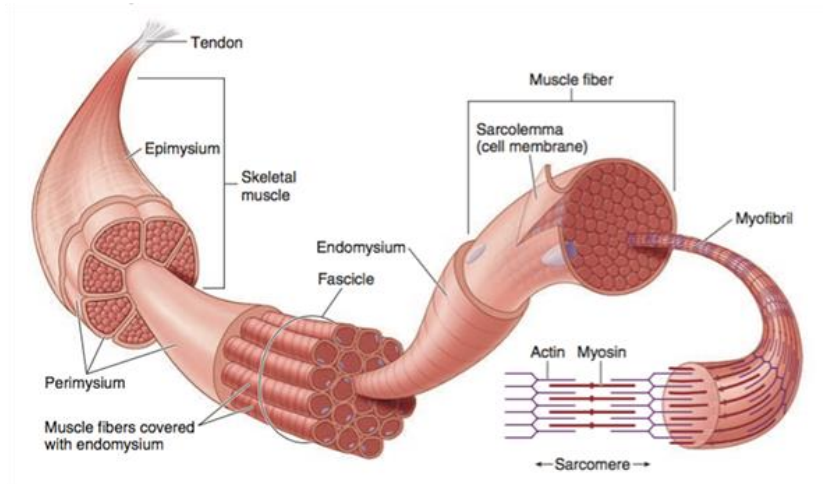


Figura 4: Composición de un músculo esquelético.
Fuente: (IESPE, 2017)

3.2 ¿Qué es la electromiografía?

La electromiografía o EMG mide la respuesta del músculo esquelético o la actividad eléctrica como reacción al estímulo de los nervios del músculo. Usualmente, la técnica electromiográfica es empleada para detectar anomalías musculares (John Hopkins Medicine, 2017).

También, se define como un tren aleatorio de potenciales de acción que se registran extracelularmente y que son generados por las fibras musculares acompañadas de un trabajo mecánico. Da una idea de la actividad neuromuscular asociada a una contracción, pero no indica necesariamente la fuerza desarrollada por el músculo, sino que músculo es más activado por el Sistema Nervioso Central e indirectamente, que músculo presenta una función protagónica en particular (Caballero, Duque, & Caballos, 2002).

3.3 Métodos de registro de señales EMG

Las señales mioeléctricas son señales medibles que aparecen durante la activación del músculo, es decir, durante la contracción del músculo que es cuando se generan pequeñas señales eléctricas o impulsos. Hay dos tipos de EMG: electromiografía superficial (EMGS) y electromiografía invasiva o intramuscular (EMGI).

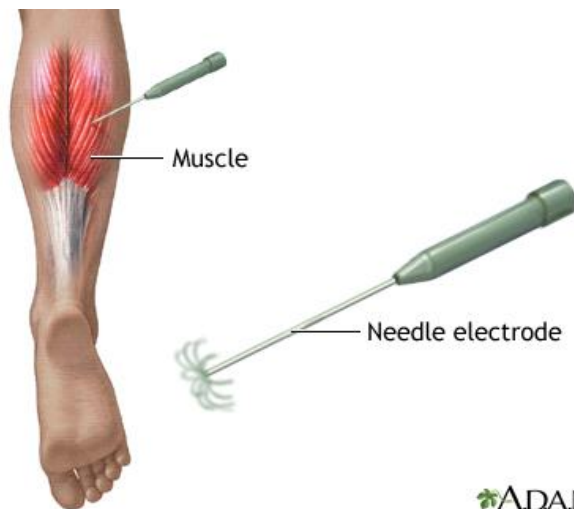
La EMGS registra la actividad muscular en la superficie de la piel que cubre el músculo. Los electrodos son adheridos a la piel y dan una estimación tosca de la actividad del músculo analizado. Por su parte, la EMGI provee información en el tiempo de inicio, duración e intensidad relativa de la activación del músculo. Mientras que varios electrodos son colocados sobre la piel en EMGS, en las EMGI, un electrodo en forma de aguja es insertado en el músculo, a través de la piel. Las EMGI son más precisas y por tanto preferidas en diagnósticos médicos para la evaluación de enfermedades musculares o patologías. Estos electrodos invasivos adquieren mejores señales y pueden acceder a fibras musculares individuales. Hay que notar que el registro de señales intramusculares puede ser doloroso y tienen aplicaciones principalmente médicas. Los electrodos superficiales en cambio, no infligen dolor al sujeto y por esta razón son preferidos para realizar capturas de señales EMG con calidad aceptable.

Al referirse a electrodos superficiales, se encuentran dos tipos: electrodos húmedos y electrodos secos. Los electrodos húmedos son aplicados a la piel usando un gel conductor como una capa intermedia para asegurar una buena conductividad entre la piel y el electrodo. Los electrodos secos son fabricados de metal, de aluminio por ejemplo.

Debido a la gran resistencia eléctrica de la piel, es recomendable limpiar la región de estudio para eliminar polvo y grasa antes de colocar el electrodo, para asegurar una captura de señales EMG más fiable; basta con utilizar alcohol o algún líquido especial de preparación de la piel para análisis electromiográficos (Amon, 2013).



Figura 5: EMG superficial.
Fuente: (I-Tech Medical Division, 2017)



ADAM.

Figura 6: EMG invasiva.
Fuente: (U.S. National Library of Medicine, 2016)

El aparato que comúnmente se ha utilizado para registrar las señales EMG es el electromiógrafo, como se aprecia en la Figura 5. Para adquirir las señales EMGS se utilizan tres electrodos, dos de ellos se colocan sobre el músculo para medir la diferencia de potencial entre ambas posiciones, y el otro en punto como referencia para medir la señal. Es importante hacer notar que una unidad motora no activa únicamente el músculo que se quiere estudiar, esto debido a que puede provocar la contracción de varios músculos a la vez para un mismo movimiento. La superposición de las señales de las diferentes activaciones compone el valor de la señal EMG leída.

Aquellas señales generadas a mayor distancia del electrodo tendrán menor amplitud que las más cercanas.

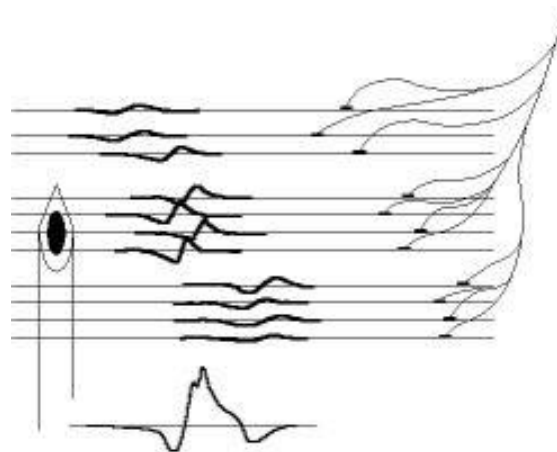


Figura 7: Superposición de señales EMG.
Fuente: (Amon, 2013)

3.3.1 Contracción muscular

Una contracción muscular isométrica se da cuando el músculo no cambia de tamaño, contrario a la isotónica, en cual el músculo se acorta a una velocidad máxima cuando no tiene carga, y se acorta a una velocidad lenta si tiene que levantar una carga grande (UAM, 2001).

Al realizar una contracción isométrica interesa medir el valor de MVC o Máxima Contracción Voluntaria, que se define como la máxima contracción que puede producir un paciente en un ejercicio isométrico específico. En la práctica, se toma el mejor de tres esfuerzos realizados en una sola sesión de prueba (The Free Dictionary, 2016).

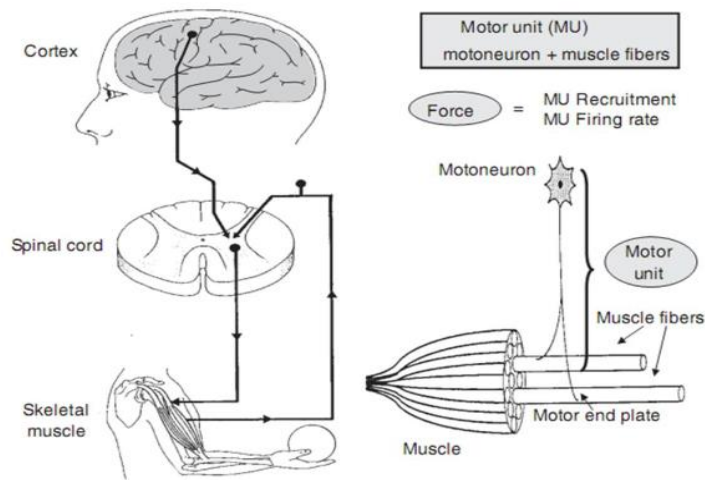


Figura 8: Esquema de unidad motora y transmisión del impulso.
Fuente: (FIBO, 2012)

3.4 Aplicaciones de la electromiografía

3.4.1 Generales

Entre las tantas aplicaciones de las que se dispone, una de ellas consiste en realizar análisis del estado de pacientes con actividad muscular deficiente, y así determinar qué plan de rehabilitación debe realizarse para lograr una mejoría. La aplicación se basa en el estudio de las señales EMG registradas al realizar determinados ejercicios y comparar los resultados contra datos de pacientes saludables.

En otra de las aplicaciones, se analizan los problemas presentados por pacientes en casos particulares como el uso de tacones altos y cómo la altura de los mismos afecta la biomecánica del pie y el patrón de marcha de las mujeres. Investigaciones relacionadas con el estudio de la fatiga muscular en deportistas, dolor de espalda, enfermedades neurológicas e incontinencia urinaria son temas que se analizan utilizando Electromiografía, y pueden encontrarse con más detalle en Steele (2011), que recopila una gran cantidad de artículos producto de investigaciones realizadas utilizando el estudio de señales EMG invasivas y superficiales en el campo de la medicina y el deporte.

3.4.2 Desarrollo de prótesis mioeléctricas

Según la RAE una prótesis es:

“[Una] Pieza, aparato o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos.”



Figura 9: Mano protésica mioeléctrica.
Fuente: (Ottobock, 2017)

Una de las principales aplicaciones de la electromiografía es el control de prótesis utilizando adquisición de señales EMG para determinar la acción que el usuario quiere conseguir, lo que permite mayor flexibilidad y funcionalidad a la hora de desempeñar actividades cotidianas.

El avance de la ciencia y la tecnología ha permitido desarrollar dispositivos protésicos con capacidades funcionales prometedoras y de agradable apariencia estética en favor de la comercialización. Entre ellos se pueden listar los ganchos, aprehensores, y las manos protésicas. El diseño de manos protésicas es multidisciplinario, requiere del conocimiento de áreas como fisiología, anatomía, electricidad y electrónica, diseño mecánico y software, dependiendo de la naturaleza de control. Estos dispositivos protésicos, en general, pueden ser alimentados por energía corporal, energía neumática, o eléctrica. Los alimentados por energía corporal aprovechan energía de los músculos para funcionar, sin embargo no son cosméticamente agradables y son difíciles de operar para algunos usuarios; entre las ventajas que se encuentran es que son de bajo costo y su reparación es menos costosa. Los alimentados por energía eléctrica son operados con baterías y preferidos por los usuarios debido a su apariencia cosmética, sin embargo, son caros, pesados y su reparación es

costosa, aunque se ha producido una gran innovación en la operación de prótesis alimentadas con electricidad.



Figura 10: Aprehensor eléctrico.
Fuente: (Ottobock, 2017)

Las prótesis pueden operar con presión, interruptores, señales EMG y señales electroencefalográficas.

También hay una posibilidad de estrategias de control híbrido para mejorar la operación de dichos dispositivos. Independientemente de su forma de operación, las manos artificiales son cosméticamente agradables, pero inferiores en funcionalidad respecto de los ganchos y aprehensores. Estas prótesis pueden ser controladas usando señales EMG para reflejar la intención del usuario y entre los mecanismos de control están los métodos de control proporcional, *ON/OFF*, máquinas de estado finito y reconocimiento de patrones, entre otros mencionados más adelante (Geethanjali, 2016).

3.5 Control mioeléctrico

3.5.1 Esquemas de control mioeléctrico

Las señales mioeléctricas adquiridas en la superficie de la piel en estos esquemas deben ser amplificadas y pre-procesadas antes de su conversión analógica-digital. El conjunto de señales EMG adquiridas son procesadas para descifrar la intención del usuario y luego comunicarse con el controlador del motor para actuar con la apropiada actividad que corresponde a esa intención.

A continuación se resumen los diferentes tipos de control:

a) Control mioeléctrico *ON/OFF*

Es apropiado para máximo dos grados de libertad. Bajo este tipo de control, la prótesis de mano es operada a velocidad constante en direcciones horaria y anti-horaria y movimientos totales. *ON/OFF* comprende varios esquemas de control, el más simple es basado en un umbral de la medición de la señal EMG para hacer una elección de la dirección de control de la mano. En este esquema, la mano es operada a velocidad constante la cual es independiente del nivel de contracción realizado.

b) Control mioeléctrico proporcional

El voltaje aplicado al motor es proporcional al nivel o intensidad de la contracción registrada en la lectura de la señal EMG. Esto permite realizar un rápido agarre para movimientos toscos y, es de mencionar que la adecuación del control en miembro superior está todavía bajo estudio.

c) Control mioeléctrico directo

Es similar al control proporcional e involucra posiciones independientes de captura de EMG para asegurar un control individual del movimiento de los dedos. Sin embargo, es difícil de lograr un control independiente de la mano debido al solapamiento de las señales EMG de los diferentes músculos involucrados. Este control puede hacerse posible utilizando señales EMG intramusculares.

d) Control por máquina de estado finito

En el caso de este tipo de control, las posturas de las manos son predefinidas y las transiciones entre estados son también predefinidas o decodificadas de las

lecturas de la señal. Esto es adecuado para un número determinado de posturas y puede no serlo si se quiere lograr multifuncionalidad. Además, el cambio de estado ocurre desde que se recibe la orden EMG hasta que la que postura o función deseada es seleccionada.

e) Control mioeléctrico basado en reconocimiento de patrones

El control mioeléctrico basado en reconocimiento de patrones consiste básicamente en la extracción de características de los datos segmentados en el procesamiento de la señal, ya sea en dominio de tiempo como de frecuencia, y con base en ello determinar las órdenes que se deben enviar al controlador del motor. Se emplean, entre otros, mecanismos como redes neuronales (Perceptrón Multicapa) y lógica difusa. Una descripción amplia se encuentra en Geethanjali (2016).

3.5.2 Estudios similares

En Alonso, Hornero, y Espino (2002) se describe el desarrollo de un entrenador mioeléctrico virtual que es utilizado para evaluar la adecuación de una prótesis mioeléctrica para amputados de mano y que posibilita un aprendizaje previo de manejo de prótesis a bajo coste. Se emplean equipos de adquisición de señales EMG y un software que, mediante reconocimiento de patrones, identifica a qué movimiento básico de la mano corresponde la señal leída (por ejemplo, apertura o cierre de la mano); con eso en cuenta, cada movimiento identificado es replicado en un simulador. El entrenamiento consiste que el usuario pueda generar los movimientos necesarios para realizar un determinado ejercicio partiendo de una situación de partida hasta llegar a una posición meta y se registra el tiempo que tomó al usuario completar la prueba. Al final, se logra un expediente de la evolución del paciente a lo largo del entrenamiento y permite demostrar la adecuación de un usuario para una prótesis mioeléctrica de manera objetiva.

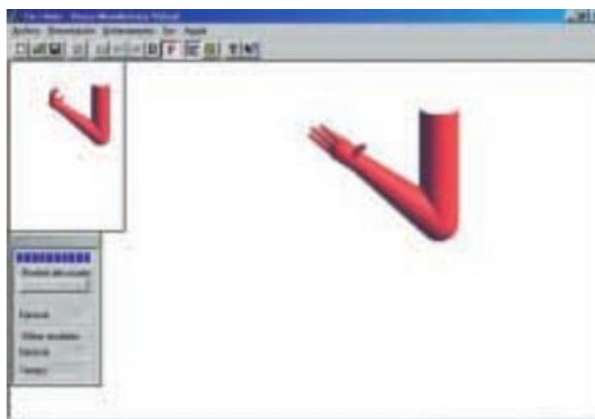


Figura 11: Entrenador virtual de prótesis mioeléctrica.
Fuente: (Alonso, Hornero, & Espino, 2002)

En Torres San Miguel et. al (2011) se describe el desarrollo de un encaje protésico para miembro superior controlado mediante señales EMG. Se diseñó la interfaz para capturar y procesar las señales de los músculos obtenidas con electrodos superficiales, y se realizó su caracterización para simular los principales tipos de agarre de la mano natural, apertura y cierre usando control ON/OFF por ejemplo. Finalmente, esta investigación logró establecer los parámetros de control personalizados para los diferentes tipos de agarre de un paciente específico. En este estudio se hace notar que la calidad de las señales

EMG depende del esfuerzo aplicado al músculo y que además cada músculo presenta distintos tipos de magnitud de fatiga haciendo que la señal sea más débil a medida se va realizando el experimento.



Figura 12: Mano robótica controlada usando señales EMG.
Fuente: (Torres San Miguel, Velásquez Sánchez, González Lugo, & Tapia Herrera, 2011)

3.6 Ley de Fitts

3.6.1 Definición

La Ley de Fitts hace referencia a un modelo matemático creado originalmente por Paul Fitts y que fue publicado en 1954. La motivación inicial de Fitts fue investigar si se podía medir el desempeño humano en tareas que requerían acertar un blanco específico, como seleccionar un objeto en pantalla utilizando un ratón, por ejemplo. Razonó que un operador humano que acierta objetivos con una cierta amplitud (distancia) y con éxito variable (ruido) está demostrando "una tasa de transferencia de información", por ello las unidades del TP son bps (bits por segundo). Esa medida originalmente se denominó "Índice de desempeño" y se conoce ahora como throughput (TP) o rendimiento (Scott Mackenzie, 2015).

El TP se define con la fórmula siguiente:

$$TP = ID_e / MT$$

Ecuación 1: Ley de Fitts. Cálculo de desempeño o throughput (TP)

Donde (ID_e) se refiere al índice de dificultad de la tarea (medida en bits) calculado usando la distancia recorrida (también llamada Amplitud), el ancho del blanco u objetivo que se quiere alcanzar, y MT es el tiempo promedio (en segundos) medido en la secuencia de pruebas que se ha realizado. ID_e se define como:

$$ID_e = \log_2(A_e / W_e + 1)$$

Ecuación 2: Ley de Fitts. Índice de dificultad de la tarea.

Donde A_e y W_e son los valores efectivos en la realización de la tarea y son un cambio propuesto a la idea original por Crossman, que toma en cuenta la variabilidad espacial o la precisión en el cálculo. Con eso en cuenta, W_e se define como $4.133 * SD_x$, siendo SD_x el error de posición cometido por el usuario, calculado como la desviación estándar de las coordenadas de selección y A_e es el promedio de las distancias logradas por el usuario en la secuencia de pruebas

realizada. La modificación permite ver el rendimiento (TP) como una medida simple que incluye tanto la velocidad como la precisión de la respuesta humana a la tarea dada (Scott Mackenzie, 2015).

Con esta consideración, el rendimiento se calcula de la siguiente forma:

$$TP = \frac{\log_2 \left(\frac{A_e}{4.133 \times SD_x} + 1 \right)}{MT}$$

Ecuación 3: Ley de Fitts. Cálculo de rendimiento o Throughput.

3.6.2 Pruebas de control mioeléctrico en modos 1D y 2D

3.6.2.1 Recolección de datos y cálculo del rendimiento

La mayoría de los experimentos combinan repuestas seriales, donde los datos de una prueba son tomados en cuenta en la siguiente, o discretas, donde las medidas corresponden únicamente a la prueba en concreto, con movimientos en una dimensión (1D) o en dos (2D) (Scott Mackenzie, 2015).

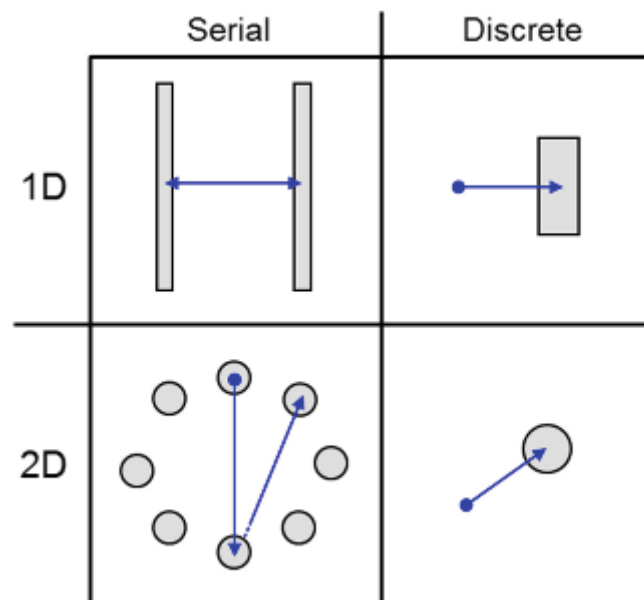


Figura 13: Ejemplo del diseño de los tipos de prueba serial y discreto.

Fuente: (Scott Mackenzie, 2015)

Para realizar los cálculos de las distancias o amplitudes, en la prueba se identifican tres coordenadas:

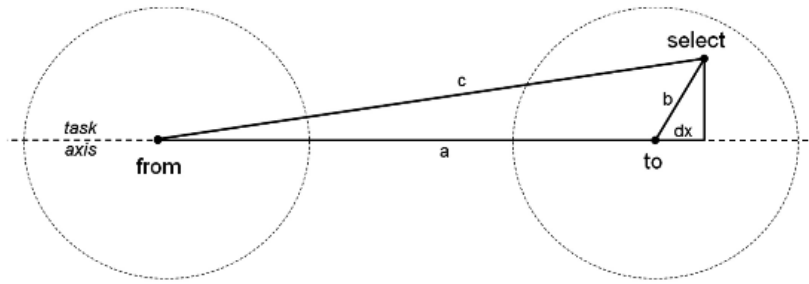


Figura 14: Geometría de los puntos origen, destino (objetivo) y punto seleccionado al realizar la prueba.
Fuente: (Scott Mackenzie, 2015)

- El punto inicial del cursor o punto de referencia llamado “desde”.
- Las coordenadas del centro del objetivo que se quiere acertar, llamado “hasta”, y
- las coordenadas del punto que seleccionó el usuario al realizar la prueba, llamado “selección”.

Una vez obtenidas las coordenadas se calculan las distancias de las rectas que conectan los tres puntos, y posteriormente se obtiene el error en posición, dx , y la distancia efectiva lograda por el usuario, proyectada sobre el eje de la tarea.

Empleando la sintaxis del software MATLAB, el cálculo queda de la siguiente manera:

```
a = hypot(x1-x2, y1-y2);
b = hypot(x-x2, y-y2);
c = hypot(x1-x, y1-y);

dx = (c * c - b * b - a * a) / (2.0 * a);
ae = a + dx;
```

Donde (x_1, y_1) son las coordenadas del punto origen “desde”, (x_2, y_2) del punto “hasta” y (x, y) del punto “selección”. Así, dx es el error en posición y será positivo para una distancia de selección superior a la que se encuentra el objetivo (proyectada sobre el eje de la tarea), y negativo para una distancia menor. Una vez recogidos los datos para cada prueba se procede a calcular A_e , MT y SD_x (este último es la desviación estándar de los valores dx) y luego se calcula TP utilizando la Ecuación 3.

Es importante mencionar que el rendimiento se mide tomando los datos de una secuencia de pruebas, bajo determinadas condiciones y tipo de tarea; y no puede ser calculado en una sola prueba. Así, un conjunto de pruebas es la unidad mínima de información que se requiere para considerar el cálculo como una medida de desempeño, y una vez terminada la secuencia de pruebas, las condiciones pueden variar ya sea por cambio de posición del usuario, ajustes de las condiciones, y otras variantes (Scott Mackenzie, 2015).

Para efectos de este proyecto, se toma el *TP* como una medida de desempeño del control mioeléctrico realizado por cada usuario y se establece como punto de referencia para hacer las comparaciones necesarias. El diseño de la prueba se describe en el apartado V de este documento.

3.7 Hardware

3.7.1 Plataforma e-Health

Es una placa de bajo coste desarrollada por Cooking Hacks, una marca de la empresa española Libelium Comunicaciones Distribuidas S.L, con el propósito de realizar aplicaciones biomédicas y de monitoreo corporal y obtener información en tiempo real para luego ser utilizada en diagnóstico médico. La versión dos de e-Health fue lanzada al mercado en agosto, 2013.

La información obtenida de los sensores biomédicos puede ser enviada a través de Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 (redes inalámbricas de área personal con baja tasa de transmisión de datos) y ZigBee dependiendo de la aplicación.

e-Health permite la conexión de hasta 9 diferentes sensores, entre ellos: de pulso, medidor de oxígeno en la sangre, de respiración, temperatura corporal, electrocardiograma o ECG, EMG superficial, glucómetro, sensor galvánico para medir humedad de la piel, presión sanguínea y acelerómetro para medir la posición del paciente.

En la siguiente imagen se muestra el esquema de la placa e-Health:

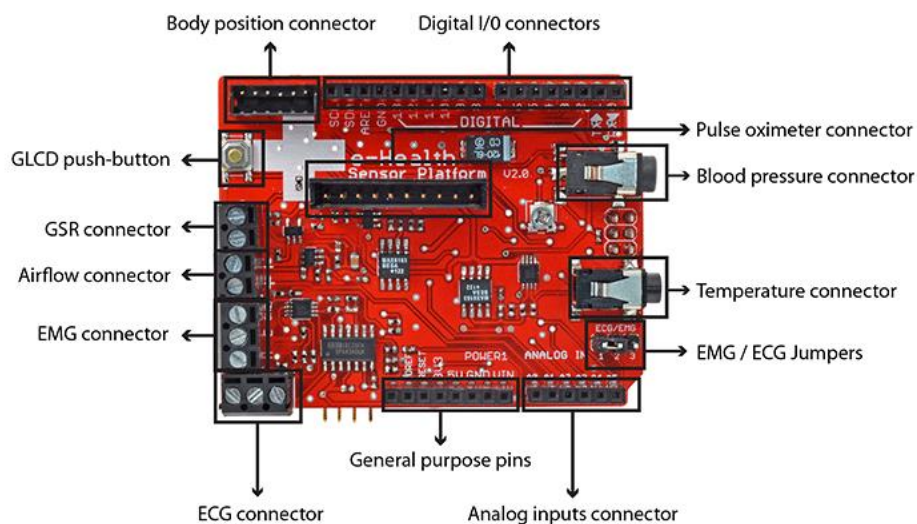


Figura 15: Descripción de la placa e-Health.
Fuente: (Cooking Hacks, 2017)

El coste de la placa e-Health es alrededor de 240 euros, pero a la fecha su producción ha sido descontinuada en favor de la nueva plataforma de Cooking Hacks llamada MySignals, que viene encapsulada y con una pantalla táctil donde se puede visualizar las lecturas realizadas con cada sensor; aunque también se puede adquirir únicamente la placa MySignals y colocarla sobre Arduino UNO o Raspberry PI de la misma forma que la placa e-Health (Cooking Hacks, 2017).

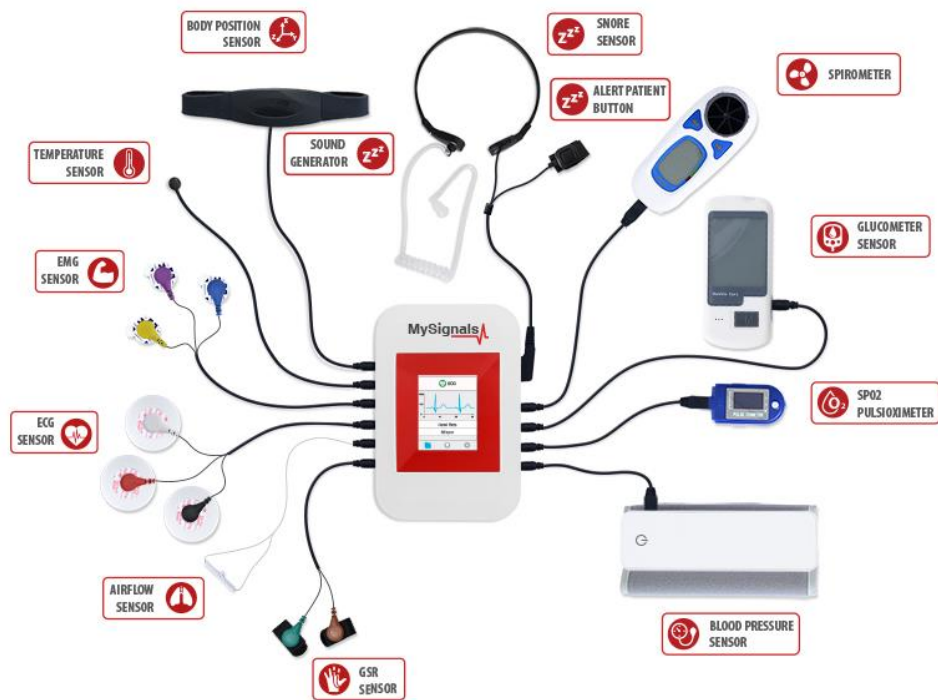


Figura 16: Equipo incluido en nueva versión de e-Health: MySignals.
Fuente: (Cooking Hacks, 2017)

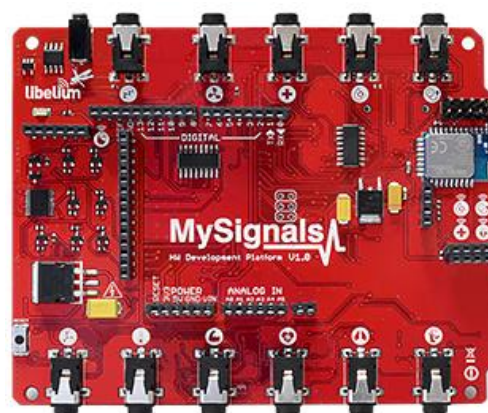


Figura 17: Nueva versión de la tarjeta e-Health: MySignals.
Fuente: (Cooking Hacks, 2017)

3.7.2 Arduino

Arduino es una plataforma de código abierto basada en hardware y software libre, de bajo coste, flexible y fácil de usar. Está pensado para artistas, diseñadores y es abierto para cualquier interesado en explorar la electrónica y realizar proyectos sencillos o complejos. Se programa usando el “*Arduino Programming Language*” en su propio entorno integrado de desarrollo (Arduino IDE) y los proyectos realizados con esta placa pueden funcionar tanto de manera autónoma como conectados a otros softwares a través de comunicaciones (como puerto serial), biblioteca de aplicaciones (API), etc. (Arduino, 2017)

Uno de los esquemas de trabajo con e-Health es colocarla sobre una placa de Arduino UNO, para la que incluye una librería con todas las funciones de lectura requeridas. En este proyecto es el montaje que se ha utilizado porque se ajusta muy bien a la tarea que quiere realizarse y para poner en práctica conocimientos previos sobre Arduino adquiridos en el máster.

3.8 Software

3.8.1 MATLAB

Matlab es una potente herramienta para resolver problemas de ingeniería y científicos. Está presente en múltiples proyectos en campos como aprendizaje automático, procesamiento de señales, procesamiento de imágenes, visión artificial, comunicaciones, finanzas computacionales, diseño de control, robótica y muchos otros campos.

Define su propio lenguaje de programación basado en matrices para el cálculo matemático, además, su entorno de escritorio tiene un vasto conjunto de *toolboxes* integradas y hay una gran cantidad disponible para descargar e integrarlas a los proyectos que se desarrollan. Por estas razones se utiliza ampliamente en el campo científico (Matworks, 2017).

Matlab permite conectarse con microcontroladores como Arduino, lo que hace posible desarrollar proyectos teniendo en cuenta sensores, actuadores e interacción en tiempo real, y además de lo mencionado anteriormente, esta es

otra de las razones por las que se ha elegido para desarrollar este proyecto y también porque es ampliamente usado en trabajos de investigación.

IV. Materiales y Métodos

4.1 Configuraciones iniciales de Arduino y e-Health

4.1.1 Software y herramientas

1. Instalar Arduino IDE versión 1.0.6, es la última versión que soporta la librería e-Health.
2. Instalar la librería e-Health creada por Cooking Hacks, para poder acceder desde Arduino a la información que entrega la placa.

Esta librería es de código abierto, está escrita en lenguaje C++, y se utiliza la versión 2.4 liberada en julio de 2015. Se encuentra disponible en la página oficial de Cooking Hacks y se copia dentro de la carpeta “libraries”, en el directorio de instalación de Arduino.

3. Implementar en el microcontrolador Arduino el código correspondiente para leer la señal y transferirla a través de comunicación serial:

```
#include <eHealth.h>

void setup() {
  // Baudrate
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  // realizar la lectura de la señal EMG, en voltios
  int EMG = eHealth.getEMG();
  // escribir lectura
  Serial.println(EMG);

  delay(60);
}
```

4.1.2 Preparación del hardware

1. Colocar la placa e-Health sobre la placa de Arduino UNO.



Figura 18: Montaje de e-Health sobre Arduino UNO.
Fuente: (Cooking Hacks, 2017)

2. En la placa se debe seleccionar si se ha de realizar una lectura de señales EMG o ECG. Para determinar el modo EMG se coloca el puente o *jumper* en los pines 2 y 3.

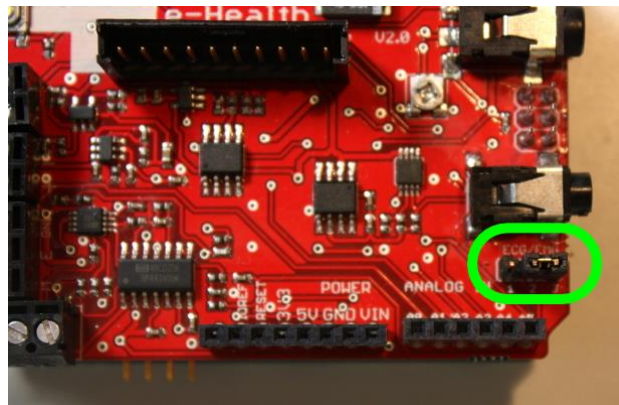


Figura 19: Jumper para seleccionar la señal a leer (ECG o EMG)
Fuente: (Robologs, 2016)

3. Conectar los sensores a la tarjeta. Se estableció la siguiente convención: el electrodo de color negro se utilizó como referencia o GND, el color blanco como señal de END colocado al inicio del músculo, y el color rojo como MID, que se coloca sobre el vientre del músculo.

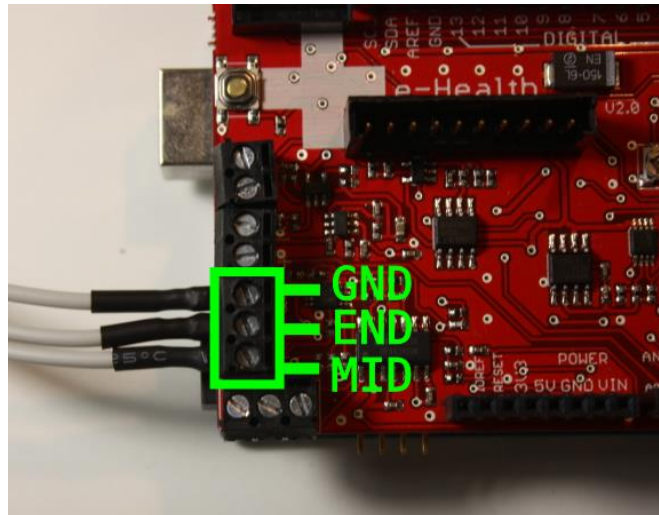


Figura 20: Conexión de los electrodos a la tarjeta e-Health.
Fuente: (Robologs, 2016)

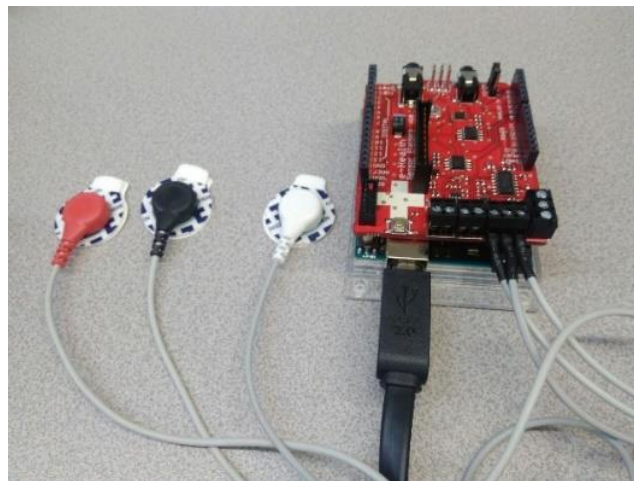


Figura 21: Esquema completo de trabajo con e-Health.
Fuente: captura propia.

4. Es necesario cambiar los adhesivos de los electrodos para cada usuario, y una vez han sido retirados se podrán utilizar una vez más. Cuando los adhesivos se utilizan más de dos veces se observará que la calidad de la lectura de la señal disminuye. Los adhesivos empleados contienen una capa de hidrogel y son de 30mm por 24mm.



Figura 22: Electrodos y adhesivos.
Fuente: captura propia.

4.2 Tareas de preparación para la lectura de las señales EMG

4.2.1 Ubicación de los electrodos

Para efectos del estudio, la lectura de las señales EMG se realiza colocando los electrodos sobre el antebrazo izquierdo, y como posición de referencia, el codo debe estar colocado sobre una superficie fija para evitar variaciones o ruidos en la lectura.

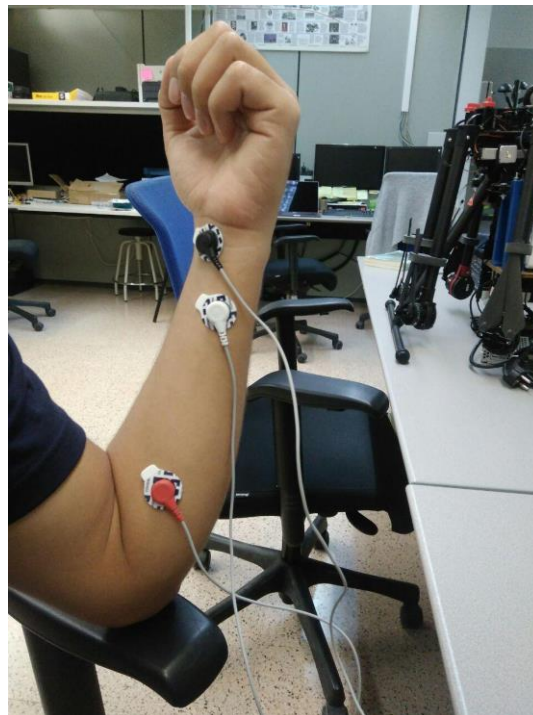


Figura 23: Posición de referencia del codo.
Fuente: captura propia.

En el antebrazo se encuentran los músculos que realizan los movimientos de apertura/cierre y flexión/extensión de la mano, y los involucrados en la supinación y pronación, de tal manera que los electrodos se posicionaron en una ubicación clave para aprovechar el solapamiento de las señales EMG generado por la activación de los diferentes músculos, y así utilizar un menor número de electrodos.

Para realizar la adquisición de las señales es necesario conectar 3 electrodos por canal de lectura. Con respecto a los adhesivos, dos se colocan en el músculo de interés (uno al inicio y otro el punto medio) y el tercero se coloca en un punto neutro para tomar una señal de referencia (el codo, la muñeca o la palma de la mano).

En la cara anterior del antebrazo se encuentran los músculos Palmar Largo y el Flexor Radial del Carpo, que son los que realizan los movimientos de cierre y extensión de la mano respectivamente. Los adhesivos se posicionan de la siguiente manera:



Figura 24: Ubicación de los electrodos en cara anterior del antebrazo.
Fuente: captura propia.

En la cara posterior del antebrazo se encuentran los músculos Flexor Superficial de los Dedos y el Flexor Ulnar del Carpo, que intervienen en los movimientos de apertura y flexión de la mano. La ubicación de los adhesivos es la siguiente:



Figura 25: Ubicación de los electrodos en cara posterior del antebrazo.
Fuente: captura propia.

Una vez que los electrodos están conectados se puede verificar que han sido colocados correctamente utilizando el IDE de Arduino. Para cada controlador, revisar la consola serial y pedir al usuario que realice los movimientos necesarios. Al realizar una contracción debe notarse un cambio significativo en la magnitud de los valores leídos.

Dado que las lecturas dependen de cada usuario en concreto, de ser necesario, ajustar el potenciómetro de la tarjeta e-Health para aumentar la sensibilidad de los electrodos en la captación de la señal EMG. La placa e-Health entrega la señal EMG ya amplificada, rectificadas y suavizadas. Se reciben los valores en voltios (v) que indican la intensidad de la señal EMG en el instante dado.

Por facilidad de identificación, el controlador que recibe los datos de la cara posterior del antebrazo se identificó como número 1 y el que recibe los datos de la cara posterior, con el número 2.



Figura 26: Ubicación del potenciómetro en la tarjeta e-Health.
Fuente: (Robologs, 2016)

4.3 Procesamiento de la información EMG a través de la interfaz gráfica

La interfaz gráfica fue desarrollada utilizando el software MATLAB y dispone de las siguientes funcionalidades:

1. Calibración de los modos de control
2. Control ON/OFF utilizando el esquema de control de umbrales
3. Ejecutar los comandos de control asociados los movimientos de la mano
4. Pruebas de control mioeléctrico en modos 1D y 2D

4.3.1 Calibración de los modos de control

Se trabajó con tres modos de control o combinaciones de movimientos y para cada uno es necesario realizar una fase de calibración. Esta fase consiste en leer la señal EMG en reposo para tomar un valor de referencia (el promedio de la señal leída) y también que mida el valor de la MVC en un movimiento específico (el valor máximo leído).

Para capturar la referencia o línea base, se coloca el brazo en reposo, apoyado sobre una superficie fija. En el caso de la MVC, se pide al usuario que realice tres contracciones máximas con el movimiento solicitado, realizando una pausa entre cada una de ellas.

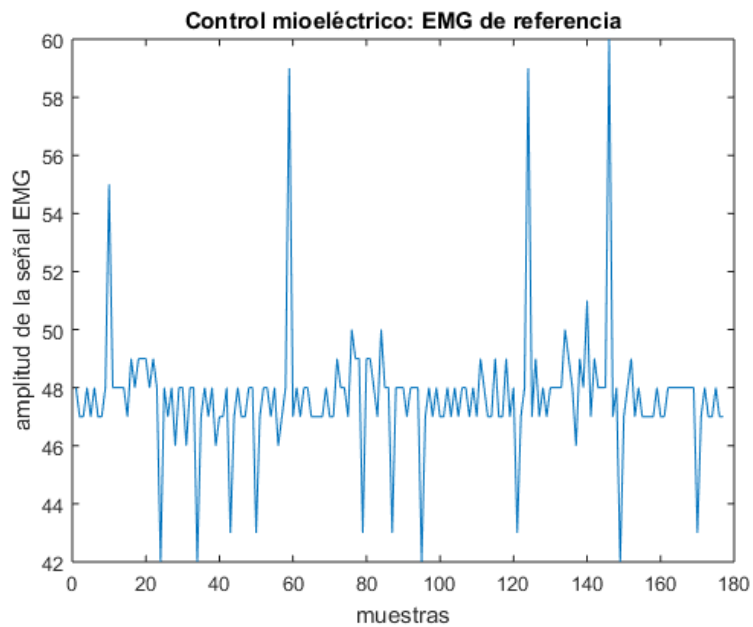


Figura 27: Ejemplo de señal EMG con el antebrazo en reposo.
Fuente: elaboración propia.

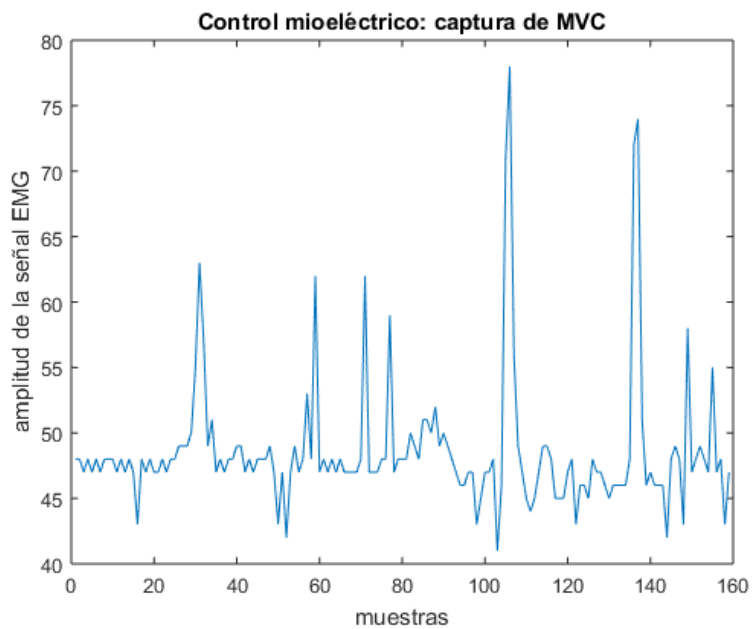


Figura 28: Ejemplo de lectura de MVC, movimiento de apertura.
Fuente: elaboración propia.

El orden establecido para realizar la etapa de calibración es comenzar con los movimientos de apertura y cierre, luego supinación y pronación, y por último flexión y extensión. Para cada dupla de movimientos, realizar primero la calibración del controlador que lee señales de la cara posterior del antebrazo y después, la calibración del que obtiene señales de la cara anterior.

4.3.2 Descripción del control ON/OFF implementado

El control mioeléctrico implementado es control ON/OFF y el esquema de control es través de umbrales, tomando como referencia un porcentaje de la MVC para decidir la activación del comando de control asociado. Inicialmente los umbrales generales están establecidos en 30% de la MVC y el umbral de cambio de movimiento de modo de control en 90%. Ambos pueden ser ajustados a conveniencia.

Al realizar un movimiento de la mano se produce un aumento en la magnitud de la señal leída. Si esta magnitud supera el umbral de MVC, se produce una activación del comando de control (ON), y se desactiva realizando una contracción de la misma forma (OFF).

Esto es aplicable a diferentes escenarios de control, y en el caso de este proyecto el escenario es la ejecución de pruebas de control mioeléctrico para lo cual ON significa comenzar a mover el cursor en una dirección determinada, y OFF detener el movimiento. Así mismo, para realizar el cambio de movimiento controlado con señales EMG debe superarse el umbral máximo.

4.3.3 Comandos de control asociados a los movimientos de la mano

Los comandos de control asociados a movimientos sencillos se establecieron de la siguiente forma:

Tabla 1: Comandos de control asociados a los movimientos estudiados de la mano.

Movimiento	Comando asociado
Apertura	Movimiento del cursor hacia la izquierda
Cierre	Movimiento del cursor hacia la derecha
Flexión	Movimiento del cursor hacia arriba (en modo 2D) y a la izquierda (en modo 1D)
Extensión	Movimiento del cursor hacia abajo (en modo 2D) y a la derecha (en modo 1D)

V. Pruebas

5.1 Descripción de la prueba de control mioeléctrico

En este apartado se describe la realización de la prueba de control mioeléctrico para calcular el desempeño del usuario en tareas de alcance de un objetivo en pantalla (la anchura del objetivo no es variable en cada prueba). La prueba tiene dos niveles: movimiento en 1D y en 2D. A continuación se detalla el desarrollo:

- El modo 1D consiste en presentar al usuario 10 intentos en los que debe mover el cursor hasta llegar al centro del blanco utilizando los comandos de control explicados anteriormente. La ubicación de los objetivos es aleatoria y aparecen a la izquierda y derecha del cursor, que está ubicado en el centro del espacio de la prueba.
- En modo 2D se presentan al usuario 10 intentos, en los que debe mover el cursor en dirección vertical u horizontal para llegar al centro del objetivo propuesto. Para cambiar de comando de control se puede utilizar el ratón y seleccionar la opción en la interfaz gráfica, o se puede realizar con una contracción que supere el umbral máximo.

Es importante mencionar que entre cada conjunto de pruebas el usuario debe descansar para evitar fatigar el músculo rápidamente. Para los dos modos de prueba, se calcula el tiempo que toma mover el cursor desde su posición inicial hasta el centro del objetivo o blanco. El intento termina cuando el usuario detiene el cursor dentro del objetivo.

Al finalizar los 10 intentos para cada modo, se calcula el rendimiento utilizando la Ecuación 3 descrita en el apartado dedicado a la Ley de Fitts.

Para cada intento se guarda la trayectoria que ha seguido el cursor.

Duración estimada de la prueba: 40 minutos.

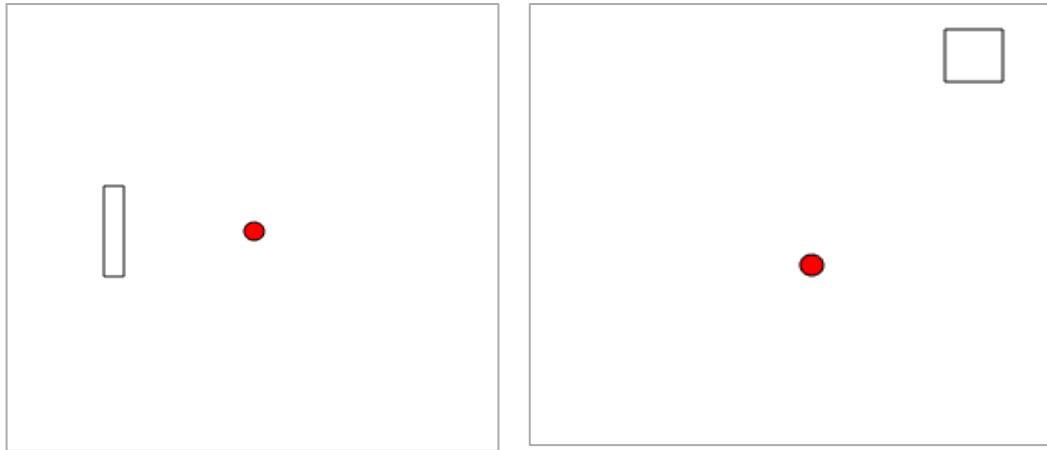


Figura 29: Prueba de control mioeléctrico en modo 1D (izq) y modo 2D (der); cursor y objetivo
Fuente: elaboración propia.

5.2 Procedimiento

Se explicó a cada participante en qué consiste la prueba, cómo realizar los movimientos y qué datos son los que se miden. También se les pidió que sean lo más precisos posibles en acertar el centro del objetivo y se indicó que al finalizar cada prueba se realiza un descanso de unos minutos antes de continuar a las siguientes.

Posteriormente, el participante se situó en una posición cómoda en la silla con el codo apoyado sobre una superficie fija, y se procedió a limpiar la piel en la zona donde se deben colocar los electrodos, utilizando una toallita desinfectante desechable.

Una vez limpia la piel de impurezas se colocó los adhesivos, se comprobó que la ubicación fuese la adecuada y se ajustó la ganancia en la lectura de la señal EMG en los casos necesarios.

Antes de iniciar con las pruebas, el usuario puede familiarizarse con la interfaz y con los comandos de control.

5.3 Resumen

La prueba fue realizada por 4 participantes. En total cada uno realizó 10 intentos por cada combinación de movimientos (2) en 1D, y 10 intentos en modo 2D lo que hace un total de 120 intentos (30 intentos por participante).

VI. Resultados y Discusión

A continuación se muestran los resultados obtenidos de realizar la prueba de control mioeléctrico utilizando los movimientos de apertura/cierre y flexión/extensión tanto en modo 1D y 2D.

De la combinación supinación/pronación se muestran los resultados de la calibración realizada.

Tabla 2: Resultados de la prueba de control mioeléctrico.

Participante No.	Movimiento realizado	Valor de EMG base	Valor de MVC	Desempeño (TP) en bps		
				Modo 1D	Modo 2D	TP promedio
1	Apertura	38,34	340	0,13	0,03	0,090
	Cierre	40,20	173			
	Supinación	41,33	149	-		
	Pronación	48,48	148			
	Flexión	38,38	135	0,11		
	Extensión	47,13	253			
2	Apertura	40,25	113	0,16	0,04	0,106
	Cierre	29,51	95			
	Supinación	39,62	89	-		
	Pronación	28,16	63			
	Flexión	37,45	167	0,12		
	Extensión	28,84	82			
3	Apertura	74,51	195	0,10	0,03	0,086
	Cierre	30,06	84			

	Supinación	83,05	205	-		
	Pronación	32,66	80			
	Flexión	90,56	291	0,13		
	Extensión	30,40	83			
4	Apertura	49,47	123	0,15	0,09	0,123
	Cierre	29,34	78			
	Supinación	35,57	112	-		
	Pronación	21,34	52			
	Flexión	22,91	148	0,13		
	Extensión	30,87	91			

En la siguiente imagen se muestra un ejemplo de la trayectoria que siguió el cursor en la ejecución de un intento de la prueba en modo 2D:

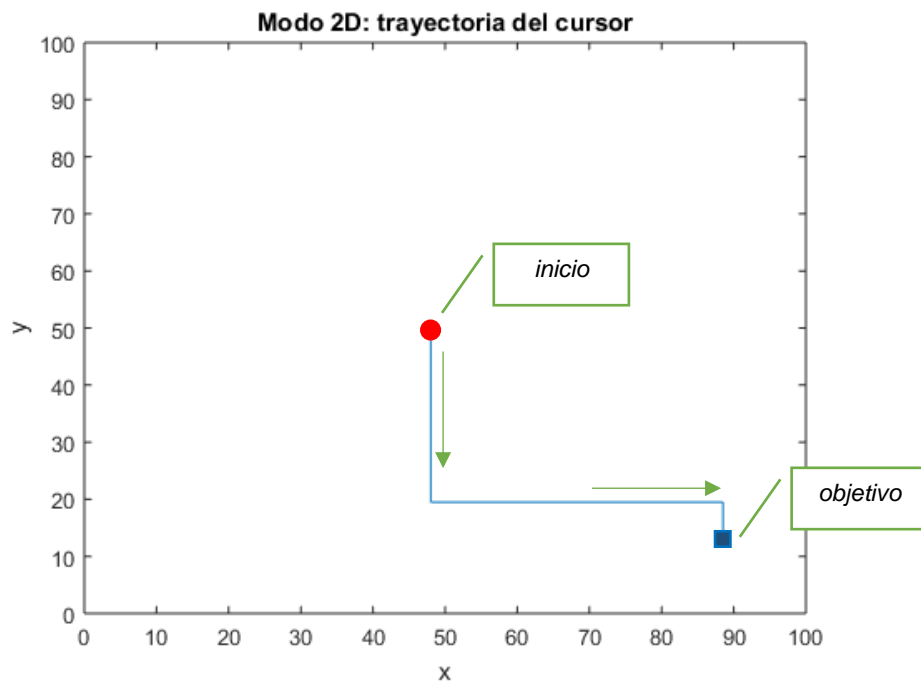


Figura 30: Pruebas. Trayectoria del cursor en modo 2D.
Fuente: captura propia

Respecto al TP, al observar el gráfico siguiente, se puede notar que los valores de TP obtenidos por el participante número 4 en las tres pruebas realizadas son mayores que las del participante número 1, debido que presentó más destreza al realizar la prueba. El TP obtenido en el modo 2D es menor comparado con los obtenidos en modo 1D debido a que al usuario le toma más tiempo acertar el objetivo porque debe realizar movimientos arriba/abajo, izquierda/derecha y también el cambio entre esos comandos de control.

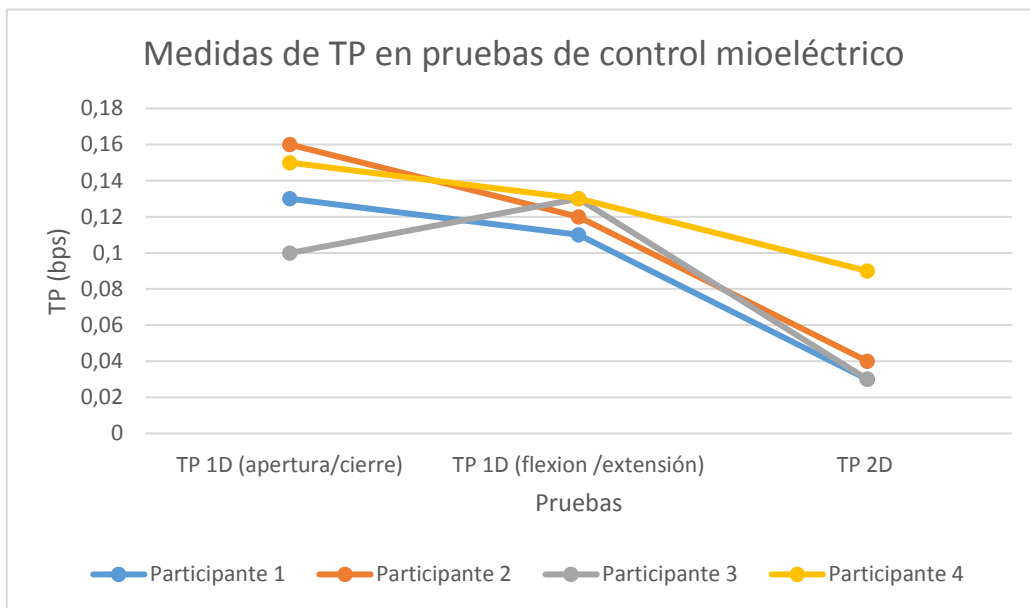


Figura 31: Medidas de TP por participante.
Fuente: elaboración propia

A continuación se muestra el gráfico del TP promedio de cada participante:

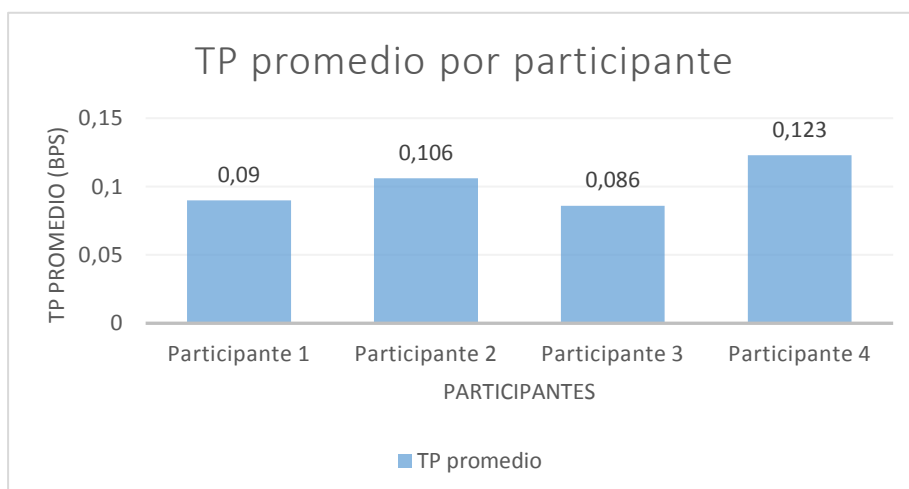


Figura 32: Resultados de TP promedio por participante.
Fuente: elaboración propia

La medida del TP también sirve para evaluar el diseño de la prueba de control ya que las mediciones hechas dependen de condiciones inherentes a la misma, como la velocidad a la que se mueve el cursor para acertar un objetivo, que puede ser un parámetro constante como el que se utiliza en este proyecto por haberse implementado control mioeléctrico ON/OFF; pero en el caso de control proporcional, por ejemplo, la velocidad del cursor podría variar de acuerdo a la magnitud de la fuerza realizada por el usuario. Así, se amplía el número de dimensiones que la medida del TP representa.

Un aspecto que se debe tener en cuenta sobre el desempeño logrado por un usuario en un determinado momento es que puede ser mejorado mediante entrenamiento. Como se trata de actividad muscular, aumentar la destreza es posible al realizar determinados movimientos de manera intencionada.

En el siguiente gráfico se muestran los valores de MVC de cada participante para cada uno de los movimientos realizados:

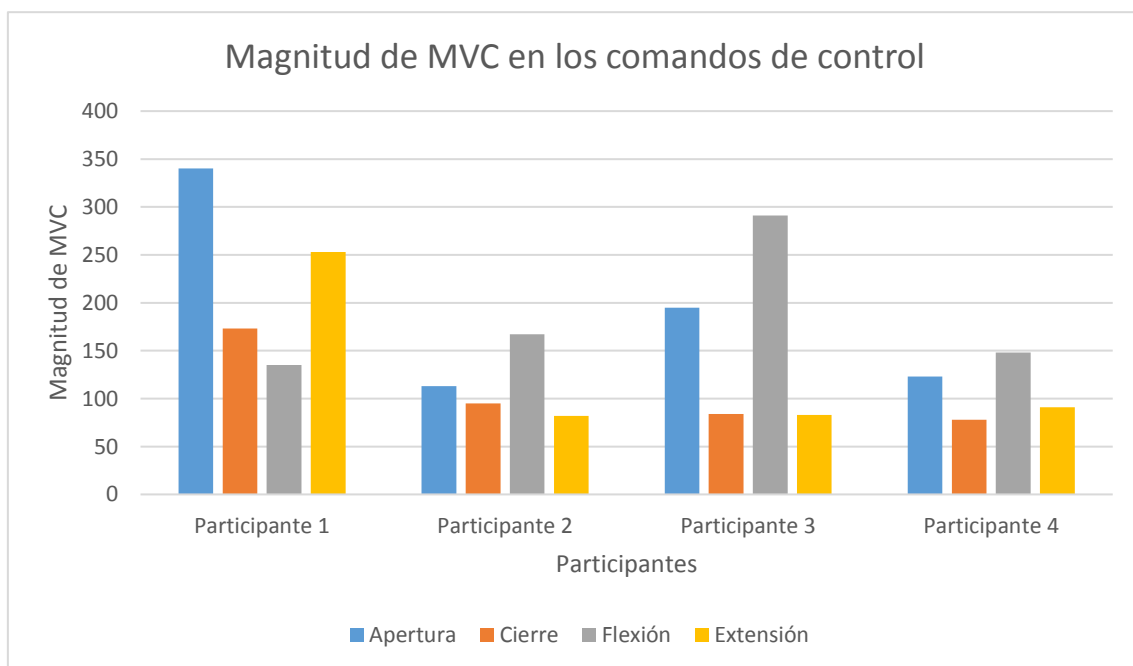


Figura 33: Resultados de medida de MVC.
Fuente: elaboración propia

La medida de la MVC, como puede notarse, es diferente para cada usuario y para cada movimiento realizado. El participante número 1 obtiene un valor muy

superior para el movimiento de apertura (340) que para los demás movimientos ejecutados; el participante número 3, en cambio, alcanza un valor mayor al realizar la flexión, y los otros dos participantes se mantienen con valores similares.

Hay que hacer notar que la lectura de las señales EMG y por tanto, la magnitud de la MVC alcanzada, es afectada por la manera en cómo el usuario realiza el movimiento que se le solicita y de la ubicación del brazo en reposo. Por ejemplo, colocar el antebrazo en forma vertical con el codo apoyado en una superficie fija resulta mejor que situarlo recostado sobre la misma. El hecho que para determinado movimiento la MVC sea mayor que para otros, puede ser de mucha utilidad a la hora de asociarle varios comandos de control implementando un cambio de modo, como el que se emplea en la prueba 2D.

En la realización de las pruebas se identifica que además del valor de MVC registrado, es necesario evaluar la facilidad y la comodidad que supone realizar un movimiento u otro. Aunque se haya alcanzado una MVC mayor en apertura, no es el movimiento más cómodo de realizar y no siempre se realiza de la misma forma lo que supone una diferencia entre la señal que se lee en la etapa de calibración y la que se lee en la etapa de ejecución de los comandos de control. Se identificó que los movimientos de cierre y flexión son más cómodos para el usuario, seguido del movimiento de apertura, que luego de realizarlo algunas veces aplicando fuerza puede provocar molestias en la muñeca, y por último el movimiento de extensión porque al realizar la contracción muscular resulta forzada la muñeca.

6.1 Observaciones adicionales

En las primeras pruebas se verificó que los umbrales se habían establecido a 70% de la MVC, lo que provocaba que el usuario hiciera mucha fuerza para activar el comando de control y causaba que el músculo presentara fatiga rápidamente, así que se redujo los umbrales a 30% de la MVC y se estableció un umbral de cambio automático de modo realizando una contracción fuerte con el puño cerrado, ya que es un movimiento cómodo de hacer y hay una buena respuesta en la lectura de la señal.

Para el caso de los movimientos supinación/pronación debido a que los músculos involucrados no generan una contracción considerable, se producía interferencia de uno sobre la señal leída del otro y se sobrepasaba ambos umbrales de forma simultánea, por lo que no se asoció ningún comando de control a dicha combinación. Se hizo diversas pruebas colocando los electrodos en diferentes regiones del antebrazo para evitar la interferencia pero la magnitud de la señal leída al realizar los movimientos no era suficiente para discriminar cuando se realizaba cada movimiento, esto puede deberse también a la sensibilidad de los electrodos y del equipo utilizado.

6.2 Trabajos futuros

Teniendo en cuenta la utilidad de las señales EMG en aplicaciones de control, se plantean tres posibles opciones para futuras ampliaciones del proyecto:

- Transmitir los comandos de control ON/OFF a un simulador de mano robótica.
Afinar el proyecto de manera que los comandos de control identificados puedan generarse como movimientos de una mano robótica simulada. Al igual que el proyecto mencionado, puede usarse como interfaz de entrenamiento para controlar una mano robótica de acuerdo a la intención del usuario.
- Transmitir los comandos de control ON/OFF a una mano robótica:
Por ejemplo, replicar los movimientos en la mano robótica Shadow mediante ROS (Robotic Operating System), para realizar tareas de manipulación.
- Implementar otros esquemas de control mioeléctrico:
Control mioeléctrico proporcional, por reconocimiento de patrones utilizando redes neuronales, etc. Para agregar mayor funcionalidades que permitan sacar más provecho de la información EMG obtenida.

VII. Conclusiones

- Se desarrolló un sistema de control mioeléctrico ON/OFF que a través de una interfaz gráfica implementada usando Matlab permite ejecutar distintos comandos de control por medio de la adquisición de señales electromiográficas utilizando Arduino y la tarjeta e-Health.
- Utilizar hardware de bajo coste permite construir aplicaciones que requieran identificar la intención del usuario para realizar control mioeléctrico sin perder funcionalidad y abre las posibilidades para desarrollar prototipos que sirvan como base de investigaciones posteriores en entretenimiento, educación, control de prótesis mioeléctricas, entre otros.
- Es conveniente que los umbrales para activar los comandos de control no sean muy bajos. Al realizar los movimientos de la prueba, puede pasar que se vean afectados los sensores porque se aflojan o hay un ligero cambio en la posición neutra del brazo y aparecen picos o aumentos bruscos en la señal EMG leída, lo que podría activar un comando de control de manera no intencional.
- La correcta ubicación de los electrodos para leer las señales EMG es determinante para discriminar los movimientos que se realizan, además, lo es también el número de electrodos o canales que se utilizan para obtener información suficiente para generar los comandos de control.
- Es importante tener en cuenta que en la etapa de calibración pueden presentarse dificultades al leer la señal EMG debido a características inherentes de cada participante: grosor de la piel, tejido graso bajo la misma, destreza al realizar los movimientos solicitados, etc. En algunos casos sería conveniente contar con un equipo más robusto y con mayor sensibilidad que el utilizado en este proyecto, que permitiese acceder a la información completa de la señal EMG (es decir, sin filtrar y rectificar).

- En la investigación realizada el TP sirve como referencia para medir la adecuación o destreza de un usuario respecto a otro al realizar tareas de control mioeléctrico. Aunque el cálculo depende exclusivamente del contexto de la prueba, mientras se mantengan las mismas condiciones, puede realizarse comparaciones entre participantes y así tener un criterio de selección de operadores en aplicaciones que requieran este tipo de control.

VIII. Bibliografía

- Alonso, A., Hornero, R., & Espino, P. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *MAPFRE MEDICINA*, 3: 11-19.
- Amon, C. (2013). *Thesis: Design and Evaluation of an EMG-based Recording and Detection System*.
- Arduino. (2017). *www.arduino.org*. Recuperado el 01 de 05 de 2017
- Caballero, K., Duque, L. M., & Caballos, S. (2002). Conceptos Básicos para el análisis electromiográfico. *CES Odontología*, 42-50.
- Cooking Hacks. (2017). *Cooking Hacks*. Recuperado el 1 de 05 de 2017, de <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical/#tutorial>
- FIBO. (5 de agosto de 2012). *Institute of Field Robotics* . Obtenido de <http://www.fibo.kmutt.ac.th/fiboweb2015/2012-08-10-05-14-13/>
- Geethanjali, P. (2016). Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. *Dove Press Journal: Medical Devices, Evidence and Research*, 247-255.
- IESPE. (2017). *IESPE*. Obtenido de <http://www.iespe.com.br/blog/o-musculo-e-suas-estruturas/>
- I-Tech Medical Division. (2017). *I-Tech Medical Division*. Recuperado el 15 de marzo de 2017, de <http://www.itechmedicaldivision.com/en/p-itech-physio-emg.php>
- Jamal, M. Z. (2012). *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Dr. Ganesh R. Naik (Ed.). InTech. doi:10.5772/52556
- John Hopkins Medicine. (2017). *John Hopkins Medicine*. Recuperado el 15 de abril de 2017, de

http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/neurological/electromyography_emg_92,P07656/

Matworks. (2017). *Matworks*. Recuperado el 01 de 05 de 2017, de <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>

McGraw-Hill. (2012). *mheducation*. Obtenido de <http://assets.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448199197.pdf>

Mercola, J. (1 de marzo de 2014). *Dr. Mercola*. Obtenido de <http://articles.mercola.com/sites/articles/archive/2014/03/01/body-electricity-grounding.aspx>

Miscione, G. P. (2015). *Universidad de los Andes*. Obtenido de <http://hipotesis.uniandes.edu.co/hipotesis/images/stories/ed18pdf/Las-ranas-Galvani-18.pdf>

Ottobock. (2017). *Ottobock*. Recuperado el 01 de 05 de 2017

Robologs. (11 de febrero de 2016). *robologs.net*. Recuperado el 16 de enero de 2017, de <http://robologs.net/2016/02/11/emg-con-arduino-y-e-health-sensor-platform-parte-i-leer-los-electrodos/>

Scott Mackenzie, I. (2015). Fitt's Throughput and the Remarkable case of Touch-Based Target Selection. (M. Kurosu, Ed.) *Human Computer Interaction, Part II*, 238-249. doi:DOI: 10.1007/978-3-319-20916-6_23

Steele, C. (2011). *Medicine, Applications of EMG in Clinical and Sports*. Rijeka, Croatia : InTech .

The Free Dictionary. (2016). *Medical Dictionary*. Obtenido de [http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/maximum+voluntary+contraction+\(MVC\)](http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/maximum+voluntary+contraction+(MVC))

Torres San Miguel, C., Velásquez Sánchez, A., González Lugo, E., & Tapia Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología, XIII(2)*, 70-83.

U.S. National Library of Medicine. (30 de mayo de 2016). *Medlineplus*. Recuperado el 04 de 11 de 2017, de <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/9741.htm>

UAM. (2001). *Universidad Autónoma de Madrid*. Recuperado el 15 de abril de 2017, de https://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/musculo/5b.html

Wikimedia. (19 de diciembre de 2006). *commons.wikimedia.org*. Recuperado el 15 de abril de 2017, de <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Neuron.svg>

Wikimedia. (5 de octubre de 2013). *upload.wikimedia.org*. Recuperado el 2015 de abril de 15, de https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/51/Anatomy_and_physiology_of_animals_Relation_bt看_sensory%2C_relay_%26_motor_neurons.jpg

Wikimedia. (30 de octubre de 2014). *commons.wikimedia.org*. Recuperado el 04 de abril de 2017, de <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=36497119>

IX. Anexos

9.1 Descripción de la interfaz gráfica de usuario

A continuación se describe la interfaz gráfica desarrollada para realizar la calibración de los comandos de control y la ejecución de la prueba de control mioeléctrico.

9.1.1 Ventana inicial

El punto de partida es la ventana inicial donde se escribe el nombre del usuario que realizará el proceso de calibración. Al clicar el botón “Iniciar” se crea un directorio con el nombre del usuario para guardar los datos de los pasos de calibración y los datos necesarios para calcular el rendimiento en las pruebas de control. Este botón lanza la ventana principal.

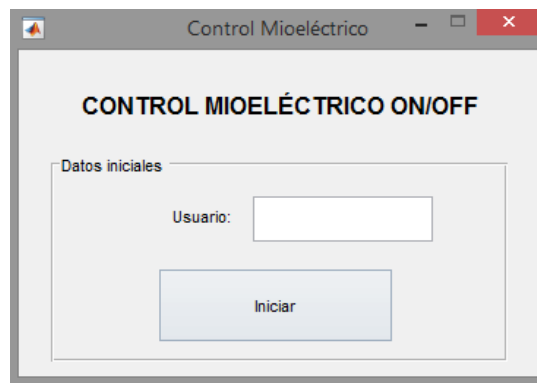


Figura 34: Ventana inicial de interfaz gráfica.
Fuente: captura propia

9.1.2 Interfaz principal

Desde la ventana principal se accede a la ventana de calibración de cada modo de control, y se realiza la prueba de control mioeléctrico en los modos 1D y 2D. Tiene dos ejes donde se muestra una gráfica de la señal EMG leída, un eje donde se muestran los elementos de la prueba, y un grupo de botones para elegir el comando de control con el que se quiere trabajar.

A continuación se describen las diferentes secciones:

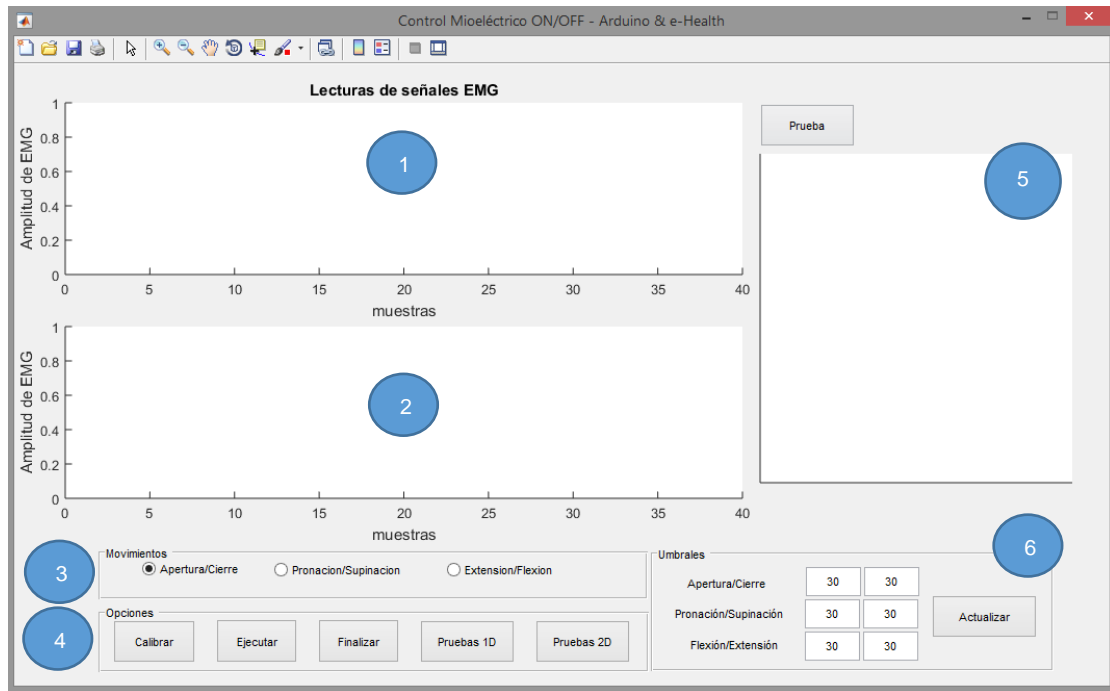


Figura 35: Ventana principal de interfaz gráfica.
Fuente: captura propia

1. Eje donde se muestra la lectura de señales EMG asociada al microcontrolador número uno, con el electrodo conectado a la cara posterior del antebrazo.
2. Eje donde se muestra la lectura de señales EMG asociada al microcontrolador número dos, con el electrodo conectado a la cara anterior del antebrazo. En ambos ejes la señal leída se muestra como un porcentaje de la MVC obtenida en la calibración.
3. Los diferentes botones para seleccionar los comandos de control:

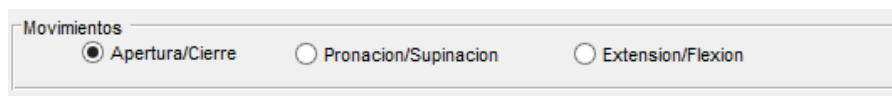


Figura 36: Interfaz gráfica: comandos de control.
Fuente: captura propia

4. Los botones para interactuar con la interfaz:

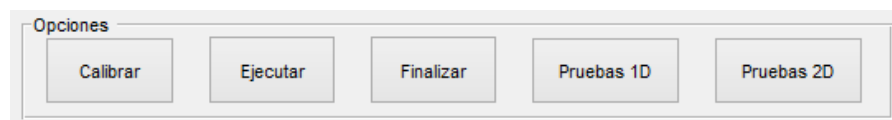


Figura 37: Interfaz gráfica: acciones para realizar control.
Fuente: captura propia

- a) Calibrar: para acceder a la ventana de calibración
 - b) Ejecutar: con este botón se comienza la lectura de las señales EMG una vez realizada la calibración de los comandos de control
 - c) Finalizar: para detener la lectura de las señales EMG
 - d) Pruebas 1D: Iniciar las pruebas de control en 1D
 - e) Pruebas 2D: Iniciar las pruebas de control en 2D
5. Apartado donde se muestran los elementos de la prueba de control
 6. Apartado para ajustar los umbrales de los modos de control:

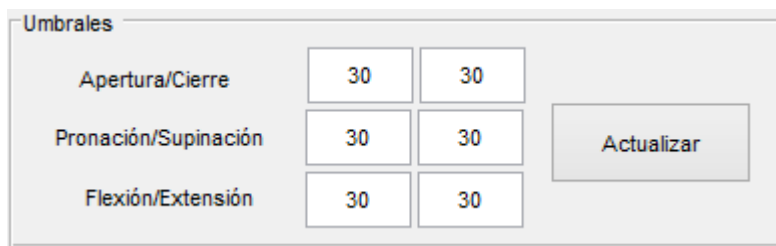


Figura 38: Interfaz gráfica: modificación de umbrales.
Fuente: captura propia

9.1.3 Ventana de calibración

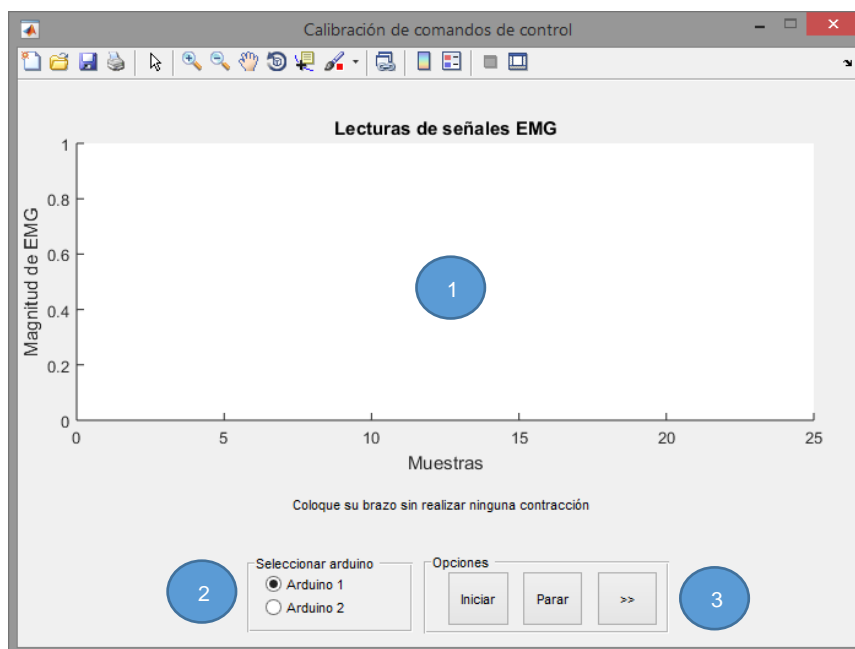


Figura 39: Ventana de calibración.
Fuente: captura propia

1. Eje donde se muestra la lectura de señales EMG del microcontrolador seleccionado.

2. Panel de opciones para elegir de qué Arduino se tomará la lectura de la señal EMG.

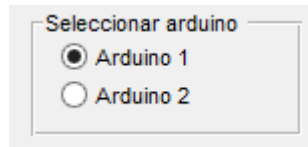


Figura 40: Interfaz gráfica: seleccionar microcontrolador.
Fuente: captura propia

3. Opciones para interactuar con la interfaz:



Figura 41: Interfaz gráfica: Opciones de calibración.
Fuente: captura propia

- a) Iniciar: comenzar la lectura de la señal EMG
- b) Parar: detener la lectura de la señal EMG
- c) >> : “siguiente”, utilizado luego que se realiza la lectura de la señal EMG en reposo, para indicar al programa que la lectura siguiente es la de la MVC.

9.2 Pasos para realizar la calibración de los modos de control

1. En la interfaz principal debe elegirse el comando de control a calibrar
2. Ir a la ventana de sincronización
3. Elegir entre Arduino 1 o Arduino 2
4. Presionar “Iniciar” para comenzar a leer la señal EMG del antebrazo en reposo. Se toma la lectura durante 20 segundos o el tiempo que se estime conveniente.
5. Para terminar la lectura, presionar el botón “Parar”
6. Presionar el botón >> (siguiente), para indicar al programa que ahora se tomará la captura de la MVC.
7. Presionar “Iniciar”. Se realiza un descanso de 5 segundos durante cada contracción del músculo.
8. Presionar “Parar” una vez se haya terminado la captura de la señal.
9. Cerrar la ventana de calibración y continuar con el siguiente microcontrolador, o el siguiente modo de control.

9.3 Pasos para realizar las pruebas de control mioeléctrico

1. En la interfaz principal seleccionar entre “Pruebas 1D” o “Pruebas 2D”
2. El eje de la prueba mostrará el cursor a mover, y el objetivo que se pide acertar.

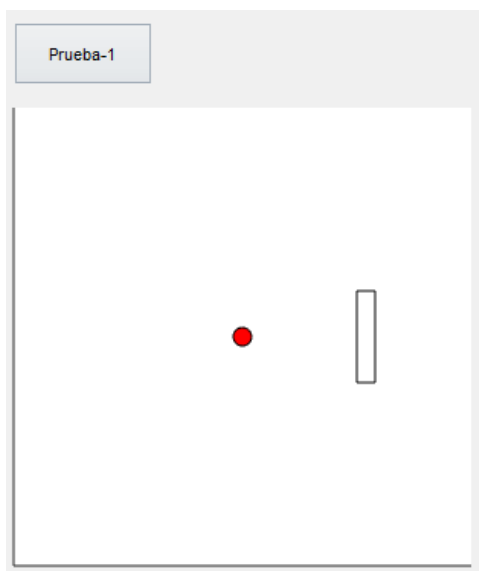


Figura 42: Ejemplo de prueba en modo 1D.
Fuente: captura propia.

3. Mover el cursor. El tiempo empieza a contar una vez que el objetivo se mueve y se para al detener el cursor dentro del objetivo. Ha terminado el intento.
4. Para cada una de los 10 intentos, se debe clicar en el botón “Prueba” que va seguido del número de intento que se está realizando. Esto ubicará un nuevo objetivo a acertar. Al completar los 10 intentos, pasar al siguiente modo de prueba.

Para el modo 2D se realizan los mismos pasos.