

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE LA SANTÍSIMA CONCEPCIÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**DESARROLLO DE SISTEMA DE CONTROL  
PARA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE  
EXTREMIDAD SUPERIOR CON DISPOSITIVOS  
DE BAJO COSTO.**

**Por**

**VÍCTOR MANUEL HERNÁNDEZ VERGARA**

MEMORIA PRESENTADA A LA FACULTAD DE INGENIERÍA DE LA  
UNIVERSIDAD CATÓLICA DE LA SANTÍSIMA CONCEPCIÓN, PARA OPTAR AL  
TÍTULO DE INGENIERO CIVIL INFORMÁTICO

PROFESOR GUÍA: HUGO GARCÉS HERNÁNDEZ  
COMISIÓN INFORMANTE: PEDRO GÓMEZ MENESES

CONCEPCIÓN, CHILE  
NOVIEMBRE 2018



*Dedicado a  
cada una de las personas  
que me acompañó durante  
este proceso*



# Agradecimientos

El autor quisiera agradecer a: Corfo por la ayuda prestada en el proyecto: **Desarrollo de sistema de control para prótesis mioeléctrica de extremidad superior con dispositivos de bajo costo** Código:17CTEBI-83531, a la Universidad Católica de la Santísima Concepción por la ayuda prestada en la utilización de sus espacios para la realización de las pruebas y el desarrollo del sistema, a los sujetos anónimos que entregaron su tiempo y datos electromiográficos para la validación de este sistema, al laboratorio TIAR de la Universidad Católica de la Santísima Concepción por la ayuda en la configuración del software y elección del hardware necesario para este proyecto, a los profesionales entrevistados quienes entregaron su tiempo y conocimiento en pos de ayudar a la ideación de este sistema.

Junto con esto también agradezco a las personas que me acompañaron durante todo este proceso entregándome todo su apoyo y magníficas ideas.



# Resumen

En este trabajo discutiremos los aspectos fundamentales del diseño de un sistema capaz de controlar una prótesis de la extremidad superior mediante el uso de señales obtenidas mediante electromiografía de superficie (EMGs), el procesamiento de éstas mediante regresión lineal y la limpieza de datos usando filtros promedio y filtros de mediana, también usarán técnicas de eliminación de datos anómalos mediante la determinación de valores atípicos calculados con el uso de la desviación mediana absoluta (DMA).



# Abstract

In this work we discuss the fundamental aspects of a system capable of controlling a upper limb prosthesis, using signals signals obtained by surface electromyography (sEMG), the prossesing of this signals by linear regression and the cleaning of data using average and median filters, also we'll use cleaning anomale data techniques based on the determination of this atypical values with the use od median absolute deviation (MAD)



# Índice general

<b>Agradecimientos</b>	<b>III</b>
<b>Resumen</b>	<b>V</b>
<b>Abstract</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>XIII</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>XV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Presentación del proyecto . . . . .	1
1.2. Objetivo General . . . . .	2
1.3. Objetivos Específicos . . . . .	3
1.4. Justificación . . . . .	3
1.5. Delimitación . . . . .	3
1.6. Metodología . . . . .	4
<b>2. Marco Teórico</b>	<b>7</b>
2.1. Sistema Nervioso . . . . .	7
2.1.1. Neuronas Motoras . . . . .	9
2.1.2. Electromiografía . . . . .	9
2.2. Prótesis . . . . .	9
2.2.1. Prótesis Mioeléctrica . . . . .	11
2.3. Regresión Lineal . . . . .	11
2.4. Desviación Mediana Absoluta (DMA) . . . . .	13
2.4.1. Eliminación de Outliers a través de DMA . . . . .	13
2.5. Lenguajes de Programación . . . . .	13
2.5.1. Python . . . . .	13
2.5.2. Arduino . . . . .	14
2.6. Controladores . . . . .	14

<b>3. Estado del Arte</b>	<b>15</b>
3.1. Desarrollo y estudios relacionados . . . . .	15
3.2. Analisis de controladores . . . . .	18
3.3. Benchmarking de controladores . . . . .	19
3.4. Resultado de benchmarking . . . . .	20
3.5. Discusión . . . . .	22
<b>4. Análisis de funcionalidades</b>	<b>23</b>
4.1. Entrevista a profesionales . . . . .	23
4.1.1. Entrevista con Traumatólogo . . . . .	23
4.1.2. Entrevista con Kinesiólogo . . . . .	24
4.1.3. Entrevista con Protésista . . . . .	24
4.2. Conclusiones Entrevistas y Principales Funcionalidades . . . . .	25
<b>5. Implementación</b>	<b>33</b>
5.1. Entorno de Trabajo . . . . .	34
5.1.1. Bibliotecas . . . . .	34
5.1.2. Hardware . . . . .	34
5.1.3. Software . . . . .	39
5.1.4. Versiones . . . . .	41
5.2. Costos de implementación . . . . .	41
5.3. Codificación de funciones . . . . .	43
5.3.1. Calculo de posición del actuador . . . . .	43
5.3.2. Filtrado en tiempo real de los datos obtenidos por el sensor . . . . .	44
5.3.3. Limpieza de los datos anómalos . . . . .	45
<b>6. Verificación y validación</b>	<b>49</b>
6.1. Prueba de funciones . . . . .	49
6.1.1. Pruebas para Calculo de posición del actuador . . . . .	50
6.1.2. Pruebas para Filtrado en tiempo real de los datos obtenidos por el sensor . . . . .	51
6.1.3. Pruebas para Limpieza de los datos anómalos . . . . .	51
6.2. Prueba de desempeño . . . . .	52
6.3. Prueba de uso . . . . .	54
6.3.1. Sujetos de prueba . . . . .	54
6.3.2. Parámetros . . . . .	55
6.3.3. Condiciones de prueba . . . . .	55
6.3.4. Pruebas con prótesis E-nable modificada . . . . .	56
6.3.5. Pruebas con brazo metálico . . . . .	57
6.3.6. Resultados . . . . .	58
6.4. Análisis . . . . .	60

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	XI
<b>7. Conclusiones y trabajo futuro</b>	<b>63</b>
7.1. Conclusiones . . . . .	63
7.2. Trabajo futuro . . . . .	64
<b>A. Consentimiento informado</b>	<b>67</b>
<b>B. Diccionario de datos</b>	<b>73</b>
B.1. Diseño de datos . . . . .	73
B.1.1. Diccionario de Datos . . . . .	73
<b>C. Evidencias pruebas con prótesis modificada</b>	<b>75</b>
C.1. Sujeto Número 1 . . . . .	76
C.2. Sujeto Número 2 . . . . .	77
C.3. Sujeto Número 3 . . . . .	78
C.4. Sujeto Número 4 . . . . .	79
C.5. Sujeto Número 5 . . . . .	80
<b>D. Evidencias pruebas con brazo metálico</b>	<b>81</b>
D.1. Sujeto Número 1 . . . . .	82
D.2. Sujeto Número 2 . . . . .	83
D.3. Sujeto Número 3 . . . . .	84
D.4. Sujeto Número 4 . . . . .	85
D.5. Sujeto Número 5 . . . . .	86
<b>E. Graficas pruebas</b>	<b>87</b>
E.1. Sujeto Número 1 . . . . .	88
E.2. Sujeto Número 2 . . . . .	89
E.3. Sujeto Número 3 . . . . .	90
E.4. Sujeto Número 4 . . . . .	91
E.5. Sujeto Número 5 . . . . .	92
<b>Bibliografía</b>	<b>93</b>
Referencias . . . . .	93



# Índice de figuras

1.1. Diagrama Explicativo Metodología . . . . .	6
2.1. Sensor Electromiográfico posicionado sobre musculo. . . . .	9
2.2. Prótesis Mioeléctrica (Brazo y Mano) . . . . .	11
4.1. Diagrama de flujo de Cálculo de posición del actuador . . . . .	27
4.2. Diagrama de flujo de filtro en tiempo real . . . . .	29
4.3. Diagrama de flujo de limpieza de datos anómalos . . . . .	31
5.1. Raspberry Pi 3 B. . . . .	35
5.2. Arduino Mega 2560 Rev3. . . . .	35
5.3. Sensor Muscular Myoware . . . . .	36
5.4. Driver PWM PCA9685. . . . .	36
5.5. Prótesis E-Nable . . . . .	37
5.6. Brazo Metálico . . . . .	37
5.7. Diagrama de conexión del Hardware . . . . .	38
5.8. Interfaz Arduino IDLE . . . . .	39
5.9. Interfaz Python IDLE 3.6 . . . . .	40
5.10. Interfaz PGAdmin III . . . . .	40
6.1. Potenciómetro Lineal 10K utilizado para obtener datos artificiales para las pruebas . . . . .	50
6.2. Persona posicionada para realizar las pruebas. . . . .	55
6.3. Gráfico de datos obtenidos del sistema luego de la realización de pruebas al sujeto número 1; Señal censada (Rojo); Angulo calcu- lado (Azul) . . . . .	59
6.4. Sujeto 3; Señal censada (Celeste) y filtrada (Naranja) . . . . .	60
6.5. Gráfica de comparación de filtros . . . . .	61
E.1. Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secun- dario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras . . . . .	88

E.2.	Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras . . . . .	89
E.3.	Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras . . . . .	90
E.4.	Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras . . . . .	91
E.5.	Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras . . . . .	92

# Índice de cuadros

2.1. Tipos de Neuronas . . . . .	8
2.2. Tipos de Prótesis . . . . .	10
3.1. Cuadro comparativo de controladores . . . . .	20
3.2. Comparativa de porcentajes de características incluidas por controlador . . . . .	21
5.1. Tabla de resumen de costos de piezas electrónicas. . . . .	41
5.2. Tabla de resumen de costos de piezas impresas en 3D . . . . .	42
5.3. Tabla de resumen de costo de implementación del sistema . . . . .	42
6.1. Datos de prueba obtenidos con potenciómetro, datos anómalos artificialmente agregados, Resultados obtenidos por la funcionalidad probada y Resultados esperados . . . . .	50
6.2. Datos obtenidos por el sensor para realizar las pruebas, Resultados Obtenidos y Resultados Esperados . . . . .	51
6.3. Tabla de datos obtenidos a través del sistema para realizar la prueba de la funcionalidad. . . . .	52
6.4. Datos esperados y datos obtenidos en la funcionalidad de limpieza de datos anómalos del sistema. . . . .	52
6.5. Datos para la revisión de rendimiento del sistema. . . . .	53
6.6. Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema 8 horas diarias . . . . .	53
6.7. Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema 16 horas diarias . . . . .	53
6.8. Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema durante las 24 horas del día . . . . .	53
6.9. Estimación promedio de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema . . . . .	53
6.10. Tabla de configuración de las pruebas realizadas a los diferentes sujetos de prueba . . . . .	54

6.11. Contracción y relajación del grupo muscular estudiado . . . . .	56
6.12. Pruebas realizadas a prótesis E-nable modificada . . . . .	57
6.13. Pruebas realizadas a brazo metálico . . . . .	58
6.14. Correlación entre datos obtenidos por el sensor y ángulo calculado por el sistema . . . . .	59
6.15. Filtro y Error Cuadrático Medio Correspondiente . . . . .	61
B.1. Lectura . . . . .	73
B.2. Servo . . . . .	74
C.1. Resultados Prótesis . . . . .	76
C.2. Resultados Prótesis . . . . .	77
C.3. Resultados Prótesis . . . . .	78
C.4. Resultados Prótesis . . . . .	79
C.5. Resultados Prótesis . . . . .	80
D.1. Resultados Brazo Metálico . . . . .	82
D.2. Resultados Brazo Metálico . . . . .	83
D.3. Resultados Brazo Metálico . . . . .	84
D.4. Resultados Brazo Metálico . . . . .	85
D.5. Resultados Brazo Metálico . . . . .	86

# Capítulo 1

## Introducción

En este capítulo se presenta el tema de estudio del proyecto, su justificación, delimitación, los objetivos y la metodología a utilizar para cumplir el objetivo general de éste.

### 1.1. Presentación del proyecto

En Chile durante el año 2004 la cantidad de personas que usaban prótesis de Extremidad Superior (ES) (unilateral o bilateral) era de más de 3.800 personas (Senadis, 2004), cifra que durante el año 2015 aún se mantenía sobre las 3.000 personas (Senadis, 2016b). Para estas personas existen programas de ayuda estatales, las cuales permiten ayudas técnicas a las cuales se es posible postular tres veces, cada una con un tope máximo de \$2.200.000 (Senadis, 2016a).

En base a estos antecedentes se presenta una solución a bajo costo para mejorar el uso de prótesis convencionales, las cuales puedan ser utilizadas como prótesis mioeléctricas, mejorando la calidad de vida de estas personas.

Múltiples autores integran en sus sistemas el uso de señales mioeléctricas para el cálculo o determinación de los movimientos de sus diferentes combinaciones de Hardware, como podemos ver en *MACOSEMU* (Brazeiro, Petraccia, y Valdés, 2015) los autores relacionan la fuerza y la intensidad muscular de un paciente utilizando su sistema basado en Arduino y el uso de electromiografía y filtrado de señales.

También podemos ver el trabajo presentado por Cao et al. (Cao, Sun, y Zhang, 2017) el cual nos presenta técnicas para mejorar la precisión del resultado obtenido en la predicción de la electromiografía superficial con los datos relacionados al movimiento articular.

El trabajo que nos muestran Lu et al. (Lu, yu Tong, Zhang, Li, y Zhou, 2018) es

el uso del reconocimiento de patrones en señales electromiográficas en pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, o como el trabajo de Kutilke et al. (Kutilek y cols., 2017), el cual usa redes neuronales para permitir utilizar una mayor cantidad de actuadores en una prótesis, utilizando diferentes sensores en diferentes lugares del cuerpo permitiendo el uso de un prótesis de mayor complejidad sin la necesidad de aprender a contraer músculos de maneras no naturales.

Otro de los trabajos en los cuales los autores presentan el uso de señales electromiográficas es el presentado por Karabulut et al. (Karabulut, Ortes, Arslan, y Adli, 2017), el cual relaciona estas señales con el movimiento de un brazo humano estimando la fuerza que esta aplica, también podemos encontrar un grupo de investigadores que utiliza la regresión lineal como método de cálculo de esos movimientos (Ehrampoosh, Yousefi-koma, y Ayati, 2016), registrando aproximaciones con hasta un 4,91 % error de aproximación.

También podemos ver el trabajo de Rogers (Rogers, 2009) quien presenta el uso de un brazo robot controlado por un segundo brazo robótico, ambos realizados a bajo costo.

Por otra parte, el uso de bases de datos en los sistemas de control es posible de ver en el trabajo de otros autores (Furukawa, Takai, y Morimoto, 2017), los cuales propusieron un sistema de calibración para prótesis basado en entrenamiento colectivo a partir datos almacenados en una base de datos, esto permite utilizar un gran número de muestras para la calibración de su sistema, disminuyendo los esfuerzos que esta calibración requiere.

Nuestro aporte es el desarrollo de un sistema de control (software y hardware) para una prótesis de extremidad superior que permita a personas con discapacidades motoras, realizar tareas sin la asistencia de terceros en el movimiento de su prótesis, esto también propulsado por la necesidad de crear un sistema de fácil replicación y de alta efectividad.

## 1.2. Objetivo General

Desarrollar un sistema de control (software y hardware) para prótesis mioeléctrica de extremidad superior que permita a personas con discapacidades motoras, realizar tareas sin la asistencia de terceros en el movimiento de su prótesis.

## 1.3. Objetivos Específicos

1. Estudio del comportamiento eléctrico en la contracción muscular para determinar la relación entre esta, el movimiento de las extremidades, las tecnologías utilizadas a la obtención de esta información eléctrica y a las tecnologías usadas en las prótesis.
2. Identificación de las funcionalidades a considerar para el desarrollo del sistema y determinación de tecnologías a utilizar.
3. Desarrollar el prototipo funcional del software y hardware.
4. Validar el prototipo desarrollado.

## 1.4. Justificación

Durante el año 2004, en Chile, la cantidad de personas que usaban prótesis de Extremidad Superior (ES) (unilateral o bilateral) era superior a 3.800 (Senadis, 2004), cifra que para el año 2015 aún mantenía sobre las 3.000 personas (Senadis, 2016b).

Teletón Chile atiende a 1.214 personas con amputación y/o malformación de ES. Los programas de ayuda estatales permiten ayudas técnicas a las cuales se postula cada 3 años con un tope máximo de \$2.200.000 para cada persona (Senadis, 2016a).

Este controlador para prótesis mioeléctrica de extremidad superior permitirá mejorar la movilidad de las personas, respecto de la movilidad de las personas que usan prótesis mecánicas de extremidad superior. Los datos registrados utilizando este controlador podrán ser reutilizado en nuevas prótesis para el paciente.

## 1.5. Delimitación

Las restricciones con las que se guio el desarrollo del controlador son:

- El sistema de control será programado utilizando Python y Arduino, la base de datos que este contendrá será realizada en PostgreSQL.
- Este sistema de control está orientado para ser unido a prótesis de personas con extremidades superiores amputadas o con alguna malformación.
- El sistema de control a diseñar por el alumno contempla un año académico.

## 1.6. Metodología

Las actividades para desarrollar este proyecto permitirán dividirlo en diferentes objetivos, los cuales son:

1. Objetivo: Estudio del comportamiento eléctrico en la contracción muscular para determinar la relación entre esta, el movimiento de las extremidades, las tecnologías utilizadas a la obtención de esta información eléctrica y a las tecnologías usadas en las prótesis.
  - Se efectuará una revisión bibliográfica de conceptos relacionados al tema de estudio; *Electromiografía*, *Controladores*, *Prótesis* entre otros.
  - Se estudiará la forma de conjugar estos conceptos para la realización del sistema.

Resultado: Obtención de conocimientos en el área estudiada.

2. Objetivo: Identificación de las funcionalidades a considerar para el desarrollo del sistema y determinación de tecnologías a utilizar.
  - Se buscarán diferentes sistemas que pudiesen estar relacionados con la solución de la problemática detectada.
  - Al encontrar los diferentes sistemas se realizará un Benchmark, lo que permitirá comparar los diferentes sistemas para identificar las diferentes funcionalidades que estos comparten y que pudiesen ser las mínimas a implementar para el sistema en construcción.
  - Se realizará entrevistas con profesionales del área para validar estas funcionalidades mínimas, en conjunto con esto también se buscarán nuevas funcionalidades y características que el sistema debiese incluir, así como también los tipos de tecnologías que este debiese abordar.

Resultado: Identificar las principales funcionalidades y tecnologías a utilizar para el desarrollo del sistema.

3. Objetivo: Desarrollar el prototipo funcional del software y hardware.
  - Se diseñará un modelo de la arquitectura del sistema.
  - Se elaborará un diccionario de datos y se diseñará la base de datos para el almacenamiento de éstos.
  - Se diseñará el hardware para implementar el sistema.

- Se codificará el sistema utilizando el modelo de software evolutivo por prototipos.

Resultado: Desarrollo de 3 prototipos funcionales del sistema (Software y Hardware).

#### 4. Objetivo: Validar el prototipo desarrollado.

- Se realizarán pruebas de funcionales con usuarios.
- Se realizará pruebas de las funciones que le permiten al sistema trabajar con normalidad, tales como: *Lectura de datos desde los sensores, Almacenamientos de éstos en la Base de Datos, Comportamiento correcto de los actuadores, Comunicación entre dispositivos*, entre otros.
- Se documentarán los resultados.

Resultado: Validación del sistema en base a pruebas con usuarios y pruebas de funcionalidades.

Finalmente podemos observar que la metodología a utilizar en este desarrollo está basada en el desarrollo por prototipos (Ver figura 1.1), lo que nos permite incorporar funcionalidades al sistema con cada una de las iteraciones de esta metodología.

Respecto a la revisión conceptual podemos observar que esta aborda la revisión bibliográfica en primer lugar, esto se realiza con la finalidad de que en la segunda etapa de este desarrollo sean un aporte a la dirección que tomen las entrevistas y éstas permitan aclarar las dudas relacionadas a estos conceptos.

En último lugar podemos ver que existen 3 iteraciones de prototipado, las cuales nos permiten incluir nuevas funcionalidades al finalizar las pruebas del prototipo anterior. Como podemos ver cada prototipo cuenta con una fase de diseño la cual permite visualizar las funcionalidades que serán implementadas, una fase de codificación en la cual se codificará en el lenguaje correspondiente cada una de las funcionalidades y una etapa de testing y corrección, la cual, como su nombre nos indica, está presente para realizar las pruebas pertinentes a cada funcionalidad para corroborar su correcto funcionamiento y ser corregido en caso de ser necesario, antes de avanzar al siguiente prototipo.

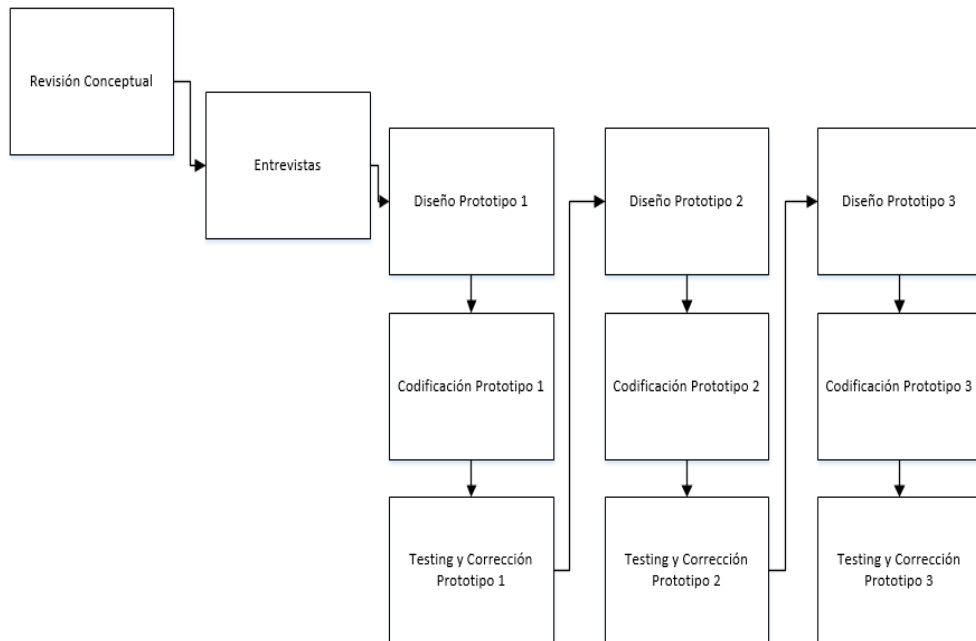


Figura 1.1: Diagrama Explicativo Metodología

# Capítulo 2

## Marco Teórico

En este capítulo se definen los términos que se encuentran relacionados con el tema de estudio. Entre los tópicos definidos destacan; *Sistema Neurológico*, *Prótesis*, *Regresión Lineal*, entre otros.

Estos son analizados y descritos con la finalidad de facilitar la comprensión del lector.

### 2.1. Sistema Nervioso

El sistema nervioso es un sistema de control, que recibe señales, codifica información y posteriormente la procesa. Es básicamente un sistema de comunicación cuyos componentes usan sustancias y energía en el procesamiento de señales y reorganización de las mismas (Breu, Guggenbichler, y Wollmann, 2008).

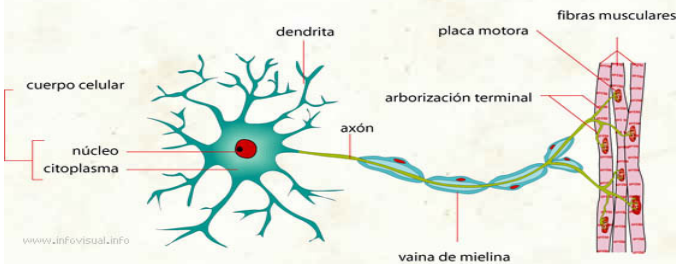
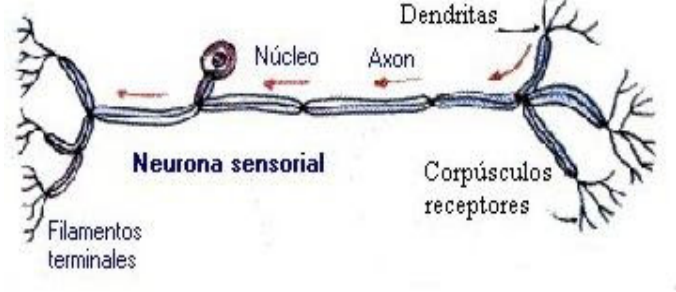
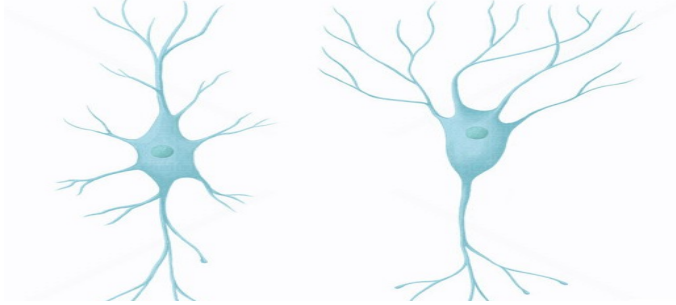
Este está comprendido por dos partes, el sistema nervioso central y el periférico. La parte central está ubicada en la cavidad craneal y el conducto vertebral, este por definición está dividido en dos partes, el encéfalo, ubicado en la parte superior y la médula espinal, situada en el conducto vertebral.

La parte periférica está formada por los nervios que se conectan los órganos que comprenden el sistema nervioso central.

Todo el sistema nervioso está compuesto por células nerviosas o neuronas (Ver cuadro 2.1), estas se pueden clasificar según su función como:

1. Neurona Motora.
2. Neurona Sensorial.
3. Interneurona.

Cuadro 2.1: Tipos de Neuronas

Nombre	Imagen
Neurona Motora	<p style="text-align: center;"><b>NEURONA</b></p>  <p>Este diagrama muestra una neurona motora con un cuerpo celular central que contiene un núcleo y citoplasma. Desde el cuerpo celular se extienden dendritas y un axón largo que está cubierto por una vaina de mielina. El axón termina en una arborización terminal que se conecta con una placa motora, la cual está unida a un grupo de fibras musculares.</p>
Neurona Sensorial	 <p>Este diagrama muestra una neurona sensorial con un cuerpo celular que contiene un núcleo. Desde el cuerpo celular se extienden dendritas que terminan en filamentos terminales y corpúsculos receptores. Un axón largo se extiende desde el cuerpo celular.</p>
Interneurona	 <p>Este diagrama muestra una neurona intermedia (interneurona) con un cuerpo celular que contiene un núcleo y citoplasma. Desde el cuerpo celular se extienden dendritas y un axón que se ramifica.</p>

De las neuronas mostradas en la figura 2.1, nos enfocaremos específicamente en las neuronas motoras.

### 2.1.1. Neuronas Motoras

Este tipo de neuronas conecta el sistema nervioso central con el músculo esquelético permitiendo la contracción voluntaria de éste, esto solo ocurre cuando la neurona está en estado de excitación, para el caso de la relajación solo es necesaria la inhibición de la neurona motora (Breu y cols., 2008).

### 2.1.2. Electromiografía

La Electromiografía es una prueba no radiológica que entrega información diagnóstica sobre daños en las neuronas motoras, en los músculos.

Se realiza una exploración eléctrica de los nervios periféricos por medio de la estimulación de los músculos para conseguir su contracción siendo de gran utilidad en los casos de dolor crónico lumbar y de extremidades inferiores. Usando una aguja o electrodos y unos cables, un dispositivo bioelectrónico percibe dicha contracción (Ver figura 2.1). Un nervio en buen estado presenta un gráfico específico en la pantalla, en cambio si existe alguna alteración por compresión, lesión o enfermedad en la pantalla saldrá una gráfica desviada del patrón de normalidad. La electromiografía no aporta datos sobre el origen de la lesión, pero detalla un informe de estado de las raíces nerviosas y sus daños (OPENSURG, 2013).







Figura 2.1: Sensor Electromiográfico posicionado sobre musculo.

## 2.2. Prótesis

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto (Dorador Gonzalez, Rios Murillo, Flores Luna, y

Juarez Mendoza, 2005). Las prótesis pueden ser de diferentes tipos, tales como se puede apreciar en el cuadro 2.2:

Cuadro 2.2: Tipos de Prótesis

Nombre	Imagen
Prótesis Mecánica (Antebrazo, Brazo y Mano)	
Prótesis Neumática (Baja rodilla)	
Prótesis Eléctrica (Antebrazo, Brazo y Mano)	
Prótesis Estética (Brazo y Mano)	

De estas prótesis en este proyecto nos enfocaremos en las prótesis eléctricas, específicamente en las prótesis mioeléctricas.

### 2.2.1. Prótesis Mioeléctrica

La prótesis mioeléctrica (Ver figura 2.2) es una prótesis eléctrica controlada por medio de las señales obtenidas a través de la electromiografía, siendo estas prótesis las que tienen un mayor grado de rehabilitación en comparación con el resto (Dorador Gonzalez y cols., 2005).



Figura 2.2: Prótesis Mioeléctrica (Brazo y Mano)

Por otra parte, estas prótesis sintetizan de mejor manera el aspecto estético del miembro que reemplazan, tienen más fuerza y velocidad de prensión, así como más posibilidades de combinación y ampliación de estas características.

Este tipo de prótesis solo requiere que el usuario flexione sus músculos para ser operada, a diferencia de las prótesis convencionales que requieren un movimiento general en el cuerpo del usuario (Dorador Gonzalez y cols., 2005).

## 2.3. Regresión Lineal

La regresión lineal es un modelo matemático determinista que se utiliza para aproximar la relación entre una variable dependiente y una o más variables independientes, estas regresiones son llamadas univariadas y multivariadas respectivamente.

Estas regresiones están representadas de la siguiente manera:

Regresión Lineal Univariada:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \varepsilon$$

Regresión Lineal Multivariada:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \beta_2 X + \dots + \beta_{(n-1)} X + \beta_n X + \varepsilon$$

Para este caso de estudio se considerará la regresión lineal Univariada (o simple) la cual se calculará utilizando el método de los mínimos cuadrados (Walpole, Myers, Myers, y Keying, 2012) permitiendo representar las variables independiente y dependiente.

Para realizar esta regresión se calculará en primer lugar el valor de  $\beta_1$  de la siguiente manera:

$$\beta_1 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Luego de esto se calcula el valor constante que acompaña a esta regresión ( $\beta_0$ ) de la siguiente forma:

$$\beta_0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i) - \beta_1 \sum_{i=1}^n (X_i)}{n}$$

Finalmente asumiendo el error asociado ( $\varepsilon$ ) a esta aproximación:

$$\varepsilon = 0$$

Podemos calcular el valor de la variable dependiente del sistema de la siguiente manera:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X$$

Donde Y es la variable dependiente y X es la variable independiente.

## 2.4. Desviación Mediana Absoluta (DMA)

La desviación mediana absoluta (DMA) es un método estadístico robusto para medir la variación de muestras de una variable (Sabade y Walker, 2002).

$$DMA = \text{Median}(|X_i - \text{Median}(X)|)$$

Dónde:  $X$  es un conjunto de datos,  $X_i$  es el  $i$ -ésimo dato de un conjunto.

### 2.4.1. Eliminación de Outliers a través de DMA

La eliminación de datos anómalos a través de la determinación de la desviación mediana absoluta viene determinada por el cálculo de los outliers del conjunto de datos de acuerdo a lo establecido en el Teorema de Chebyshev (Walpole y cols., 2012), de la siguiente manera:

$$Max = \text{Median} + 2,5DMA$$

$$Min = \text{Median} - 2,5DMA$$

Donde el valor máximo que puede tener un dato en el conjunto está representado por  $Max$  y el valor mínimo por  $Min$ . Esto permite obtener un rango dentro del cual se almacenan 97,3% de los datos típicos del conjunto, permitiendo identificar los datos anómalos en un conjunto.

## 2.5. Lenguajes de Programación

Para la realización de este proyecto se utilizan los siguientes lenguajes de programación.

### 2.5.1. Python

Es un lenguaje de programación creado por Guido van Rossum a principios de los años 90. Es un lenguaje similar a Perl, pero con una sintaxis más limpia y que favorece un código legible (González Duque, 2000).

- Se trata de un lenguaje interpretado o de script, con tipado dinámico, fuertemente tipado.
- Tipado dinámico: esto se refiere a que no es necesario declarar el tipo de dato que va a contener una determinada variable, sino que su tipo se determinará en tiempo de ejecución según el tipo del valor al que se asigne, y el tipo de esta variable puede cambiar si se le asigna un valor de otro tipo.

- Fuertemente tipado: lo que no permite tratar a una variable como si fuera de un tipo distinto al que tiene, es necesario convertir de forma explícita dicha variable al nuevo tipo previamente.
- Lenguaje interpretado o de script: esto indica que se ejecuta utilizando un programa intermedio llamado intérprete, en lugar de compilar el código a lenguaje máquina que pueda comprender y ejecutar directamente una computadora, permitiendo que los programas sean más portables y flexibles.

### 2.5.2. Arduino

Arduino es una plataforma de prototipos electrónica de código abierto (Evans, 2011) (open-source) basada en hardware y software flexibles. Arduino puede *sentir* el entorno mediante la recepción de entradas desde una variedad de sensores y puede afectar a su alrededor mediante el control de luces, motores y otros artefactos. Este se programa usando el Arduino Programming Language (basado en Wiring) y el Arduino Development Environment (basado en Processing). Los proyectos de Arduino pueden ser autónomos o se pueden comunicar con software en ejecución en un ordenador (Herrador, 2009).

## 2.6. Controladores

El controlador o manejador de dispositivo, es un software que se encuentra a cargo de un tipo específico de dispositivo, siendo responsable de trasladar los datos necesarios para el funcionamiento del dispositivo (Silberschatz, Galvin, y Gagne, 2005), permitiendo al sistema operativo interactuar con este, proporcionando una interfaz para utilizar el dispositivo (Kadav y Swift, 2012).

Por otro lado, podemos ver que los controladores de dispositivos son distintas *cajas negras* que permiten que un hardware particular responda a una interfaz de programación interna bien definida; ocultando los detalles de su funcionamiento. Las funcionalidades que el usuario puede realizar se realizan a través de llamadas predefinidas específicas a la operación del dispositivo sobre el cual este controlador tiene control. El diseño de estos controladores debe estar equilibrado entre las diferentes consideraciones a tomar, un ejemplo de esto es un dispositivo que puede ser usado en diferentes programas permitiendo realizar diferentes tareas, para lo cual se deben implementar estas para entregar un amplio abanico de opciones al usuario (Rubini y Corbet, 2005).

# Capítulo 3

## Estado del Arte

En este capítulo se presenta información relevante acerca de los controladores para prótesis mioeléctricas a los que una persona amputada puede acceder.

Junto con esto, se muestra un análisis de los controladores que emulan las funcionalidades de un antebrazo y una mano, lo que sirve para la recopilación de requerimientos para el controlador.

Los diferentes controladores existentes para el uso de prótesis mioeléctricas apuntan a buscar facilitar la realización de tareas cotidianas al paciente.

### 3.1. Desarrollo y estudios relacionados

Algunos de los desarrollos y estudios realizados en esta área que pueden ser encontrados son:

- Mano controlada por señales musculares “MACOSEMU” (Brazeiro y cols., 2015): Basada en la plataforma arduino, el controlador de esta prótesis de mano logra adquirir y visualizar las señales electromiográficas mediante electrodos superficiales, filtrando el ruido de las señales y determinando la relación entre fuerza e intensidad muscular.
- Modified EMG-based hand grip force prediction using extreme learning machine (Cao y cols., 2017): En este estudio se utiliza extreme learning machine para predecir la fuerza de la empuñadura usando las señales EMG superficiales de los músculos del antebrazo.
- Development of myoelectric interfaced based on pattern recognition and regression based models (Ehrampoosh y cols., 2016): Este proyecto propone el uso de dos técnicas para mejorar la precisión de los resultados de

la predicción realizada entre los datos obtenidos por la electromiografía superficial y el ángulo y velocidad proporcionales relacionados al movimiento articular.

- Low cost teleoperable robotic arm (Rogers, 2009): Este desarrollo muestra un brazo robótico el cual es manipulado a través de un segundo brazo remoto, el cual tiene los mismos grados de libertad que el primero y utiliza sensores. Al manipular el segundo brazo el primero copia su movimiento de una forma maestro - esclavo utilizando radio control a 3 canales en un pulso moderado Este proyecto permite la construcción de un brazo de bajo costo que puede ser utilizado para la realización de tareas livianas.
- Myoelectric arm using artificial neural networks to reduce cognitive load of the user (Kutilek y cols., 2017): Este estudio propone el uso de redes neuronales para permitir el uso de mayor cantidad de actuadores en una prótesis, utilizando sensores para capturar datos del movimiento de otras partes del cuerpo, permitiendo al usuario usar una prótesis compleja sin la necesidad de aprender a contraer músculos de formas no naturales.
- Design of a low-cost five-finger anthropomorphic robotic arm with nine degrees of freedom (Sharma y Noel, 2012): Este proyecto nos presenta el desarrollo de un brazo antropomórfico a un bajo costo de construcción, este brazo permite levantar objetos mediante la acción de motores de corriente continua.
- Dual robotic arm “production line” mass spectrometry assay guided by Arduino-type microcontrollers (Chen, Chen, Chiu, y Urban, 2017): En este proyecto se muestra el desarrollo de un par de brazos sincronizados que serán utilizados en labores de laboratorio, estos brazos están construidos bajo la plataforma Arduino, utilizando servos rápidos, bombas de microfluidos, permitiendo automatizar la toma de muestras.
- Comparative evaluation of EMG signal features for myoelectric controlled human arm prosthetics (Karabulut y cols., 2017): Este estudio relaciona las señales obtenidas por la electromiografía superficial con el movimiento de un brazo humano, lo que permitió estimar la fuerza que aplica la mano humana.
- Design of low cost and portable EMG circuitry for use in active prosthesis applications (Khan y cols., 2012): Este trabajo muestra el diseño de un circuito el cual mide la actividad eléctrica superficial de los músculos junto con un motor, controlado por un microcontrolador, el cual es el encargado de dar movimiento a la prótesis.

- A portable artificial robotic hand controlled by EMG signal using ANN classifier (Wang, Ren, Chen, y Zhang, 2015): Esta investigación nos muestra un sistema de control portátil el cual utiliza clasificación de señales electromiográficas para identificar movimientos para el cual el sistema ha sido entrenado.
- Adaptive Myoelectric Pattern recognition of EMG signals: Towards adaptive control of robotic arms (Liu, 2015): Este artículo nos muestra el desarrollo de un sistema de reconocimiento de patrones para un brazo robótico basado el uso de señales electromiográficas utilizando aprendizaje de máquinas con datos obtenidos por un entrenamiento previo.
- An sEMG-Based Human-Robot Interface for Robotic Hands Using Machine Learning and Synergies (Meattini y cols., 2018): Este estudio nos muestra una interfaz de control basada en señales electromiográficas superficiales utilizando aprendizaje de máquinas para determinar el movimiento realizado por el usuario basado en el potencial eléctrico obtenido por un conjunto de sensores utilizando identificación de patrones en base a un entrenamiento previo.
- Identification of real-time active hand movements EMG signals for control of prosthesis robotic hand (Raurale y Chatur, 2014): Este artículo nos muestra el desarrollo de un sistema de identificación a través del reconocimiento de patrones en tiempo real de una mano accionada por señales electromiográficas.
- Control System based on EMG Signal (Puttasakul, Sangworasil, y Matsuu-  
ra, 2015): En este documento, se propuso la realización de un robusto sistema de control de brazos robóticos en tiempo real, utilizando los coeficientes obtenidos de la serie discreta de Fourier de la señal ampliada a través de la raíz cuadrática media de la señal electromiográfica, permitiendo realizar el cálculo de la posición de los actuadores.
- Myoelectric Pattern Recognition for Controlling a Robotic Hand: A Feasibility Study in Stroke (Lu y cols., 2018): Este estudio investiga la posibilidad de aplicar el reconocimiento de patrones mioeléctricos para controlar una mano robótica en pacientes con accidente cerebrovascular utilizando reconocimiento de patrones para accionar un brazo ortopédico.
- Database-driven approach for Biosignal-based robot control with collaborative filtering (Furukawa y cols., 2017): Este sistema nos presenta el uso de bases de datos en el filtrado de datos al realizar el movimiento de los

actuadores de un brazo robótico el cual es accionado por señales electromiográficas, esto fue realizado estimando el torque de las articulaciones al realizar el movimiento por parte del usuario.

El filtrado de tecnologías similares se lleva a cabo bajo los siguientes criterios:

- Utilización de señales electromiográficas.
- Uso aplicado en prótesis de extremidad superior u órtesis.
- Utilización de métodos de Machine Learning.

### **3.2. Analisis de controladores**

Este análisis se realiza para buscar puntos de comparación entre las diferentes tecnologías estudiadas, de esta manera poder compararlas entre ellas y determinar las características básicas que debe poseer el sistema. También esto nos permite vislumbrar características que aún no han sido implementadas y de esta manera integrarlas al sistema desarrollado.

Gracias al filtro utilizado anteriormente podemos destacar las siguientes tecnologías:

1. Mano controlada por señales musculares “MACOSEMU”.
2. Modified EMG-based hand grip force prediction using extreme learning machine.
3. Development of myoelectric interfaced based on pattern recognition and regression based models.
4. Myoelectric arm using artificial neural networks to reduce cognitive load of the user.
5. Design of low cost and portable EMG circuitry for use in active prosthesis applications.
6. Identification of real-time active hand movements EMG signals for control of prosthesis robotic hand.
7. Myoelectric Pattern Recognition for Controlling a Robotic Hand: A Feasibility Study in Stroke.
8. Database-driven approach for Biosignal-based robot control with collaborative filtering.

### 3.3. Benchmarking de controladores

En base a la definición de Benchmark comparamos las diferentes tecnologías tal como se describió con anterioridad buscando puntos de comparación y diferencias entre ellas, permitiendo determinar las características más recurrentes y las que no están presentes, luego de esto podemos definir diferentes criterios de comparación para obtener información relevante del funcionamiento de estos sistemas.

Estos criterios fueron:

- Permite ser anexado a una prótesis convencional.
- Utiliza señales electromiográficas.
- Permite la utilización de más actuadores.
- Permite obtener datos de fuerza de movimiento a través de las señales EMG.
- Permite obtener datos de velocidad de movimiento mediante las señales EMG.
- Permite determinar el ángulo de movimiento mediante las señales EMG.

Los siguientes criterios son agregados para comparar estos controladores con el sistema de control que se desarrolla:

- Permite modificar el comportamiento de los actuadores de acuerdo a la necesidad del paciente, cambiando el ángulo en que los actuadores se mueven para adecuarse a las diferentes características de diferentes prótesis.
- Permite exportar los datos almacenados para el uso posterior de éstos, permitiendo estudiar estos datos de manera externa para la realización de mejores estudios de la forma en que se relaciona la contracción muscular con el potencial eléctrico del grupo muscular estudiado, esto con el fin de buscar nuevas formas de abordar el cálculo de la posición de los actuadores.

Los criterios de evaluación que se utilizan son los siguientes

- 1: Cumple
- 0: No cumple

N	Atributos	Controlador							
		1	2	3	4	5	6	7	8
1	Permite ser anexado a cualquier prótesis convencional	1	0	0	0	1	0	0	0
2	Utilización señales electromiográficas	1	1	1	1	1	1	1	1
3	Permite la utilización de más actuadores	0	0	0	0	1	0	0	0
4	Permite obtener datos de fuerza a través de las señales EMG	0	1	0	0	0	0	0	0
5	Permite obtener datos de velocidad a través de las señales EMG	0	0	1	0	0	0	0	1
6	Permite determinar el ángulo de movimiento a través de las señales EMG	0	0	1	0	0	1	1	0
7	Permite modificar el comportamiento de los actuadores de acuerdo a la necesidad del paciente	0	0	0	0	0	0	0	0
8	Permite exportar los datos almacenados para uso posterior	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Puntaje Total</b>		<b>2</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>

Cuadro 3.1: Cuadro comparativo de controladores

### 3.4. Resultado de benchmarking

El controlador que se desarrolla se centra en el movimiento de los actuadores a través de las señales eléctricas obtenidas mediante la electromiografía superficial. Junto con esto podemos observar que los atributos que se presentan en los controladores evaluados pueden ser utilizados como funcionalidades mínimas que el controlador a desarrollar debe tener.

<b>N</b>	<b>Artículo</b>	<b>Porcentaje</b>
<b>1</b>	Mano controlada por señales musculares "MACOSEMU".	25 %
<b>2</b>	Modified EMG-based hand grip force prediction using extreme learning machine.	25 %
<b>3</b>	Development of myoelectric interfaced based on pattern recognition and regression based models.	37,5 %
<b>4</b>	Myoelectric arm using artificial neural networks to reduce cognitive load of the user.	12,5 %
<b>5</b>	Design of low cost and portable EMG circuitry for use in active prosthesis applications.	37,5 %
<b>6</b>	Identification of real-time active hand movements EMG signals for control of prosthesis robotic hand.	25 %
<b>7</b>	Myoelectric Pattern Recognition fo Controlling a Robotic Hand: A Feasibility Study in Stroke.	25 %
<b>8</b>	Database-driven approach for Biosignal-based robot control with collaborative filtering.	25 %

Cuadro 3.2: Comparativa de porcentajes de características incluidas por controlador

Al restringir la comparación entre los controladores quitando las características que este desarrollo pretende implementar podemos ver en el cuadro 3.1 que los desarrollos que más atributos incluyen son *Development of myoelectric interfaced based on pattern recognition and regression based models* con un 37,5 % y *Design of low cost and portable EMG circuitry for use in active prosthesis applications* con un 37,5 % (Como podemos ver en el cuadro 3.2).

Estos resultados nos permiten decidir qué características deben ser incluidas en el desarrollo, en conjunto a las características mínimas que se desean implementar, además de ser la base para la toma de requerimientos con los profesionales de área.

### 3.5. Discusión

De acuerdo a lo mostrado en este capítulo podemos apreciar que basándonos en el criterio de selección de desarrollos solo nos encontramos con 8 relacionados entre sí. Este número puede ser debido a la amplitud del tema de estudio y la gran cantidad de soluciones que pueden ser entregadas desde un amplio abanico de disciplinas, entre otras situaciones.

Estos desarrollos no se enfocan en la reutilización de los datos obtenidos, en el aprendizaje continuo en base a los datos obtenidos mediante la electromiografía superficial, o la posibilidad de modificar el comportamiento de sus actuadores de acuerdo a lo que el usuario necesite, estos en cambio se basan en un estudio previo de las señales y la posterior aplicación de estos datos para el funcionamiento de sus controladores.

En conclusión, para este desarrollo se determinó que las principales funcionalidades de los desarrollos mencionados serían la base para el desarrollo del controlador, en conjunto con las propuestas que no han sido desarrolladas con anterioridad.

# Capítulo 4

## Análisis de funcionalidades

En este capítulo se presentan las funcionalidades que contendrá el sistema. Las cuales se obtuvieron del benchmarking realizado en el Capítulo 3 y en las entrevistas realizadas con profesionales en el área, estas entrevistas presentan las necesidades que estos profesionales consideran pertinentes abordar en el desarrollo del sistema de control y también presentan posibles formas de abordar estas características para solucionar estas necesidades.

### 4.1. Entrevista a profesionales

Durante el desarrollo de este trabajo se realizaron entrevistas a diferentes profesionales las cuales guiaron el desarrollo del sistema. Dentro de estas entrevistas se llegó a la definición de diferentes tecnologías a abordar, comentarios sobre estas tecnologías y soluciones a la problemática abordada.

#### 4.1.1. Entrevista con Traumatólogo

En la entrevista personal realizada a Gonzalo Gutiérrez P. en las dependencias de la Clínica Universitaria de Hualpén el día 24 de marzo de 2017 se obtuvieron los siguientes comentarios para la realización del sistema:

- Uso de electromiografía para realizar el movimiento de los actuadores.
- Enfoque a pacientes con amputaciones en primera instancia.
- Búsqueda de diferentes sensores para realizar la electromiografía.

### **4.1.2. Entrevista con Kinesiólogo**

En la entrevista personal realizada a Luis Arriagada en las dependencias de la Universidad Católica de la Santísima Concepción el día 10 de abril de 2017 se obtuvieron los siguientes comentarios para la realización del sistema:

- Utilizar sensores electromiográficos superficiales para la toma de datos.
- Utilizar señales generales de la contracción muscular (Sumatoria del potencial de acción de la contracción muscular).
- Utilizar electrodos adhesivos para la obtención del dato.
- Búsqueda de grupos musculares para realizar las pruebas al sistema.
- Disminuir los tiempos de procesamiento para sincronizar el movimiento con la toma de datos.
- Aislar movimientos de la prótesis.
- Buscar forma de disminuir el ruido en la señal adquirida.
- Idear forma de utilizar el sistema, es decir por regresión lineal o diferenciación de potencial para los diferentes movimientos.

### **4.1.3. Entrevista con Protésista**

En la entrevista personal realizada a Eduardo Solorza en las dependencias del Instituto Teletón de Concepción el día 13 de abril de 2017 se obtuvieron los siguientes comentarios para la realización del sistema:

- Diseño como sistema de control.
- Comparación con Prótesis existentes.

## 4.2. Conclusiones Entrevistas y Principales Funcionalidades

Finalmente se concluyó que las características que este sistema debe considerar son las siguientes:

- Utilización de sensores electromiográficos, esta elección se debe a que estos sensores de potencial eléctrico superficial permiten determinar el nivel de contracción de un grupo muscular, por lo cual permiten ser utilizados para diferentes escenarios presentados en diferentes configuraciones de hardware.
- Diseño del sistema como Hardware que pueda ser adicionado a una prótesis común para ampliar sus características, permitiendo realizar más acciones con estas ampliando las posibilidades de realizar tareas al usuario.

Junto con estas características las funcionalidades principales que el sistema debe considerar son las siguientes:

- Generar el movimiento de los actuadores a través de la regresión lineal calculada por los datos obtenidos de los sensores electromiográficos.
- Utilización de filtros para disminuir el ruido en la señal adquirida, esto para obtener movimientos limpios por parte de la prótesis accionada por el sistema de control.

A partir de estas conclusiones podemos determinar las principales funciones que el sistema requiere, dentro de las cuales podemos encontrar las siguientes:

- **Calculo de posición del actuador (Ver figura 4.1):** Esta funcionalidad es la encargada de realizar el cálculo de la posición del actuador con respecto a los datos obtenidos desde el sensor y los datos previamente almacenados en la base de datos, utilizando una regresión lineal simple para realizar este cálculo.
  - **Entrada:** Como dato de entrada utilizamos el dato previamente filtrado obtenido desde el sensor electromiográfico.
  - **Proceso:** En primer lugar, se realiza el cálculo de los valores necesarios en la regresión lineal utilizando los datos almacenados con anterioridad en la base de datos, seguido a esto se calcula la posición del controlador utilizando el dato de entrada de esta función.  
A continuación, se toman datos desde la base de datos para determinar si el valor calculado está dentro del rango que el controlador utilizará, en caso de no ser así el valor calculado será reemplazado por el valor correspondiente al extremo del rango que este supere (en caso de que el valor calculado sea mayor al valor máximo del rango, el valor calculado tomara el valor máximo del rango, en caso de ser menor al valor mínimo del rango, el valor calculado tomara el valor mínimo del rango).  
Finalmente, este valor será enviado a la funcionalidad que da formato a los datos para poder ser enviados a la placa controladora Arduino.
  - **Salida:** El dato de salida que obtenemos es la posición del actuador descrita en grados, este dato posteriormente será enviado a la placa Arduino para que esta se encargue de realizar el movimiento del actuador.

#### 4.2. CONCLUSIONES ENTREVISTAS Y PRINCIPALES FUNCIONALIDADES27

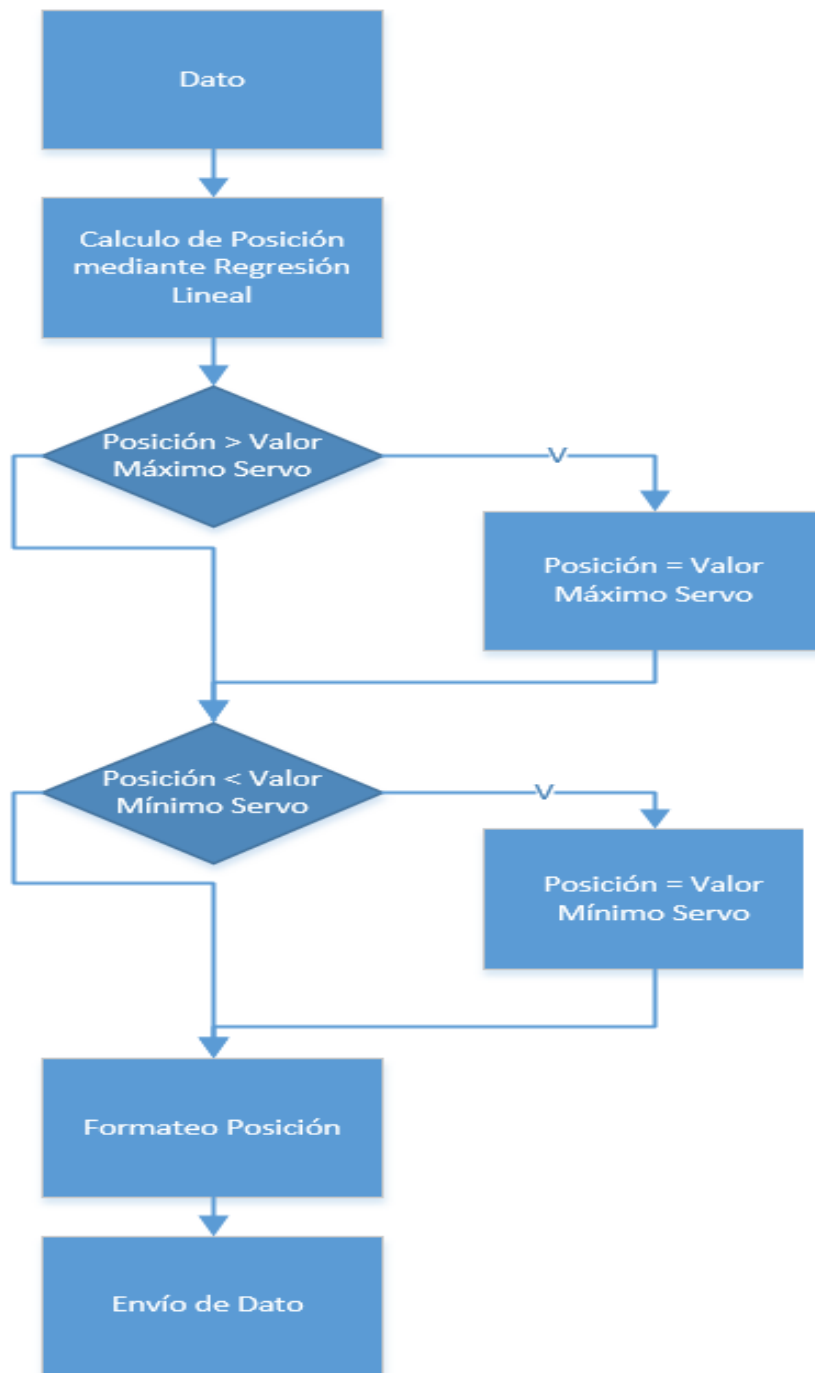


Figura 4.1: Diagrama de flujo de Cálculo de posición del actuador

- Filtrado en tiempo real de los datos obtenidos por el sensor (Ver figura 4.2): Esta función está encargada de filtrar en base a un promedio en tiempo real los datos previamente a su procesamiento, de tal manera en que estos no sufran de grandes diferencias entre ellos y permitan un mejor desplazamiento de los actuadores.
  - Entrada: Esta función utiliza los últimos datos obtenidos por el sensor y el dato que será procesado.
  - Proceso: En primer lugar, esta funcionalidad toma los datos de entrada y realiza un promedio de éstos, luego elimina el dato más antiguo de los datos obtenidos anteriormente por el sensor y agrega a estos datos el dato extra que fue utilizado para el cálculo del promedio. Finalmente, esta funcionalidad entrega el valor del dato promediado para ser utilizado en la funcionalidad anteriormente descrita.
  - Salida: El dato que obtenemos es un dato filtrado que será utilizado en la función de cálculo de posición del actuador.

#### 4.2. CONCLUSIONES ENTREVISTAS Y PRINCIPALES FUNCIONALIDADES 29

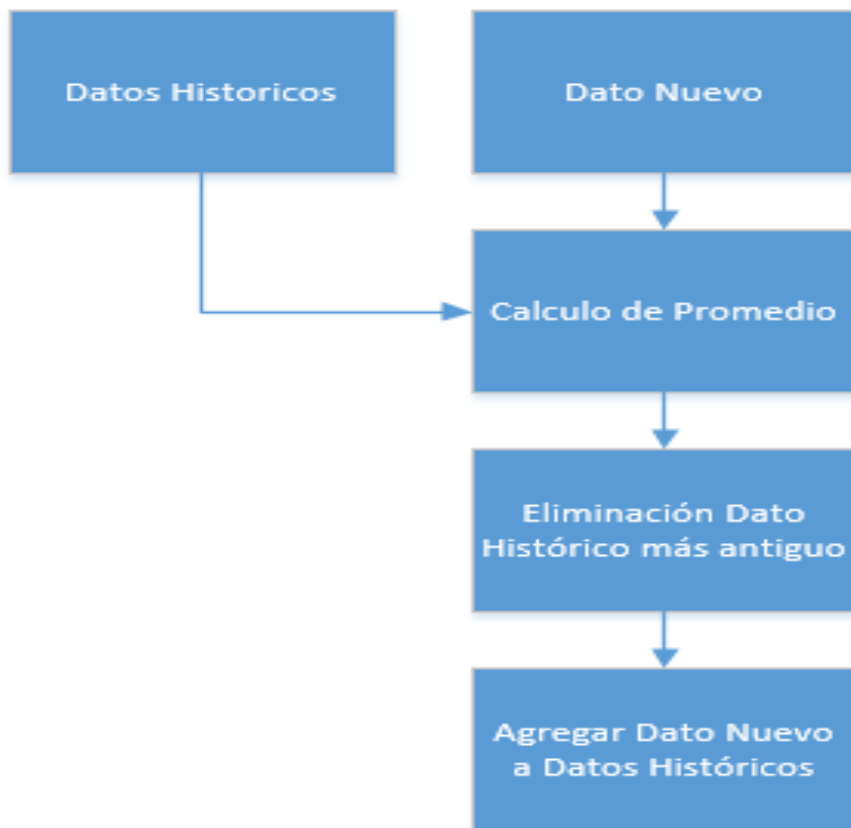


Figura 4.2: Diagrama de flujo de filtro en tiempo real

- Limpieza de los datos anómalos (Ver figura 4.3): Esta funcionalidad está encargada de eliminar datos anómalos de las tomas de datos realizadas por el sensor electromiográfico.
  - Entrada: Esta función utiliza un conjunto de datos obtenidos desde el sensor electromiográfico.
  - Proceso: En primer lugar, esta funcionalidad toma el conjunto de datos que se obtiene desde el sensor, estos datos son ordenados de manera ascendente, se determina la desviación absoluta mediana de estos y con este valor se determinan los valores máximos y mínimos del sistema. Luego de esto se eliminan los datos anómalos del conjunto de datos (Valores mayores al valor máximo del sistema y valores menores al mínimo del sistema) y se procede a realizar el cálculo de la mediana del conjunto final, este valor se envía a la función descrita con anterioridad para realizar el cálculo correspondiente.
  - Salida: Esta funcionalidad entrega un dato que luego pasará a ser utilizado por la función de filtro de tiempo real.

4.2. CONCLUSIONES ENTREVISTAS Y PRINCIPALES FUNCIONALIDADES31

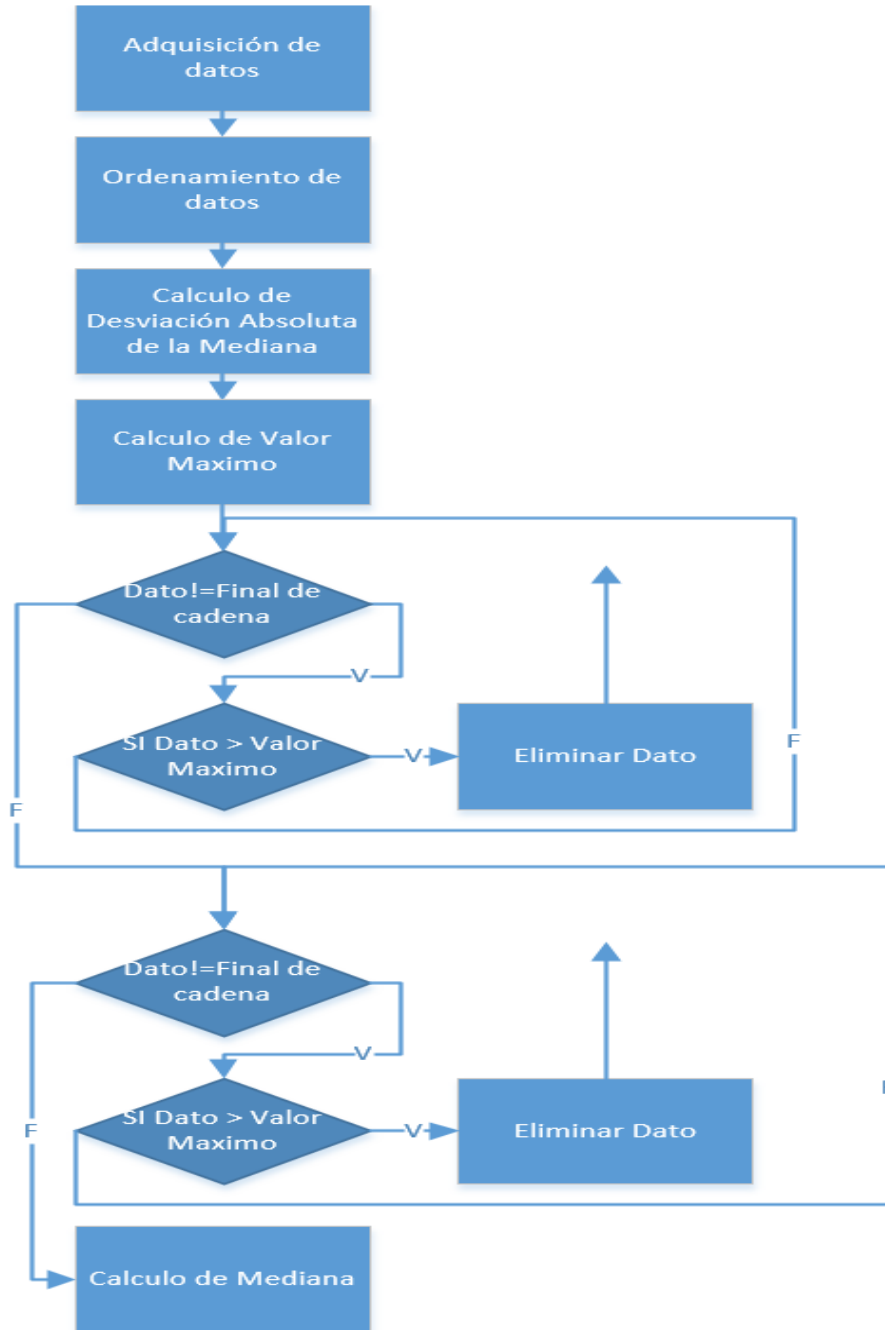


Figura 4.3: Diagrama de flujo de limpieza de datos anómalos



# Capítulo 5

## Implementación

En el siguiente capítulo muestra el desarrollo e implementación del controlador.

Esta implementación fue dada por 3 etapas, la primera de ellas está enfocada en la codificación de las funciones básicas para el sistema, tales como, la captura de datos a través de los sensores conectados a la placa Arduino, el envío de datos desde la placa Arduino a la placa Raspberry, entre otras funcionalidades mínimas necesarias para el funcionamiento del controlador en conjunto con el tratamiento de los datos recibidos por la Raspberry y su almacenaje en la base de datos correspondiente para su posterior uso.

La etapa posterior estuvo enfocada en la implementación de un filtro de media, ésto con el fin de realizar limpieza de datos anómalos potenciales.

Siendo la etapa final de la implementación de este sistema enfocada en la limpieza de los datos anómalos utilizando desviación absoluta de la mediana.

Para la realización de ésto se utilizaron los lenguajes de programación Python (en su tercera versión), Arduino y SQL. Estos utilizados en los editores de código, Arduino IDLE y Python IDLE. Junto con esto se utilizaron bibliotecas del lenguaje Python para la conexión mediante el puerto serial con la Placa Arduino y para el uso de la base de datos PostgreSQL.

## 5.1. Entorno de Trabajo

El controlador fue implementado en forma modular. Esto permite que pueda ser modificado y corregido en el tiempo, en conjunto con esto se utilizaron diferentes bibliotecas de código abierto y hardware disponible para su implementación, en conjunto de software para su codificación.

### 5.1.1. Bibliotecas

Para el desarrollo de este controlador se utilizaron bibliotecas de Python, facilitando la codificación de este, las más importantes fueron:

- Psycpg2: Biblioteca de código abierto que permite la conexión entre Python y una base de datos en PostgreSQL, facilitando la inserción y la extracción de datos en ella.
- Xlwt: Biblioteca de código abierto que permite escribir y leer datos de archivos Excel antiguos (.xls), esto se utilizó para realizar la extracción de los datos utilizados en controlador para el análisis posterior de estos.
- Serial: Biblioteca de código abierto que permite la comunicación entre dos dispositivos utilizando el puerto serial como canal de comunicación y la utilización de Python como lenguaje de acceso a ésta. En este caso se utilizó para realizar la comunicación entre una placa Raspberry PI 3 Modelo B y una Placa Arduino Mega 2560 Rev 3.

### 5.1.2. Hardware

En el desarrollo y testeo de este controlador se utilizó diversos dispositivos Hardware, el cual será descrito a continuación:

1. Raspberry Pi 3 B: Esta placa (Ver figura 5.1) de desarrollo es la tercera generación de Raspberry Pi, cuenta con un procesador Quad-Core corriendo a 1.2Ghz bajo un procesador Broadcom, cuenta con 1GB de Memoria RAM, conexión LAN, Bluetooth Low Energy (BLE), WiFi, también cuenta con 40 pines GPIO y 4 puertos USB 2 los cuales ayudaran en la conexión serial. Esta es la encargada de realizar los cálculos estadísticos, realizar el filtrado y almacenamiento de los datos.



Figura 5.1: Raspberry Pi 3 B.

2. Arduino Mega 2560 Rev3: Esta placa de desarrollo (Ver figura 5.2) está construida con un microcontrolador Atmega2560, posee pines de entrada y salida, 54 en total, estos están repartidos entre 14 salidas PWM, 16 entradas análogas, 4 puertos serial. Esta placa también cuenta con un oscilador de 16Mhz y conexión por USB lo cual facilitará la comunicación serial con la placa Raspberry.

Esta placa está encargada de la toma de muestras desde el sensor y el movimiento de los actuadores, realizando la comunicación con la Raspberry (5.1 a través del puerto serial.



Figura 5.2: Arduino Mega 2560 Rev3.

3. Sensor Muscular Myoware: Este sensor muscular (Ver figura 5.3) está diseñado para ser portátil, permite que se adhieran tres almohadillas biomédicas, evitando cables y posibles interferencias eléctricas en las lecturas. Este sensor requiere ser alimentado por entre 3,1V y 5V, posee control de

ganancia. Este sensor es el que realiza la lectura del potencial eléctrico del grupo muscular en el cual está situado, se utilizó este sensor a modo de referencia en el proyecto, siendo capaz de utilizar cualquier sensor de este tipo (u otro) para la adquisición de los datos.



Figura 5.3: Sensor Muscular Myoware

4. Driver PWM PCA9685: Esta placa (Ver figura 5.4) está diseñada para la utilización en actuadores que requieran señales de tipo PWM (Moduladas por ancho de pulso), esta placa permite la conexión de 16 de estos actuadores. Junto con esto esta placa permite un flujo rectificado de corriente (+5V).

Gracias al flujo rectificado de corriente esta placa permitió la toma de datos desde los sensores myoware (Ver figura 5.3), evitando las variaciones de voltajes que alteran las lecturas de estos. Permitiendo lecturas más fidedignas del potencial eléctrico muscular.

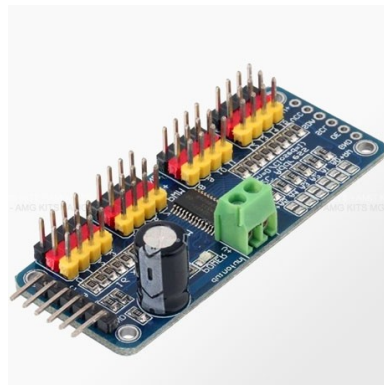


Figura 5.4: Driver PWM PCA9685.

5. Prótesis E-Nable: Esta prótesis (Ver figura 5.5) no está diseñada para ser utilizada como prótesis mioeléctrica, por lo cual se modificó para este propósito. El uso de esta será para realizar las pruebas del sistema usándose en hardware modificado.



Figura 5.5: Prótesis E-Nable

6. Brazo Metálico: Este brazo metálico (Ver figura 5.6) fue adquirido para la realización de pruebas del sistema en hardware existente, permitiendo estudiar la efectividad del sistema en dispositivos ya existentes.

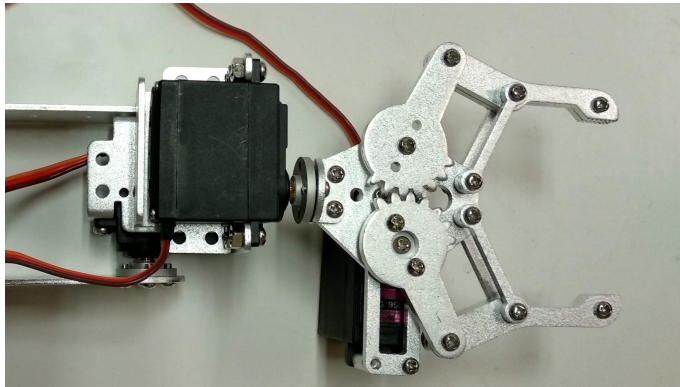


Figura 5.6: Brazo Metálico

Finalmente, en la figura 5.7 podemos observar como interactúan los diferentes componentes del sistema en la siguiente figura:

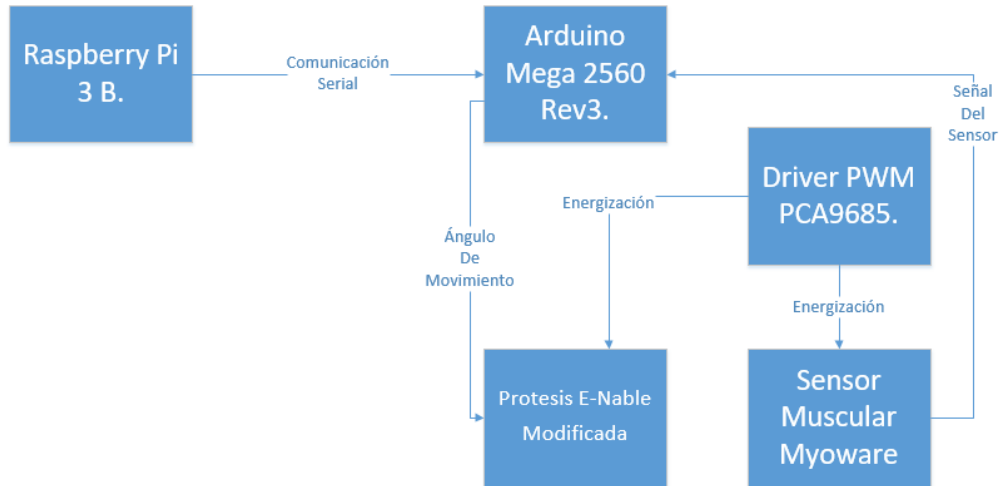
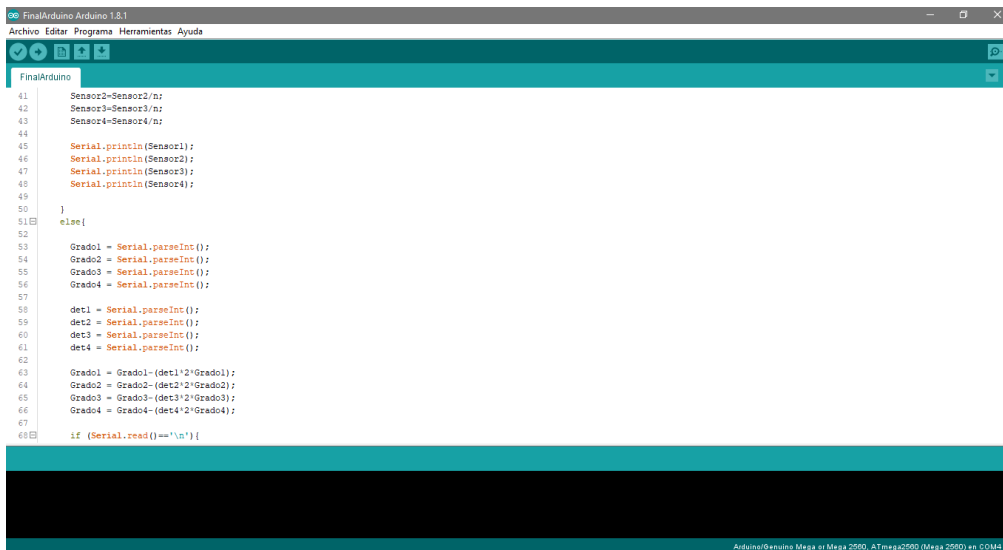


Figura 5.7: Diagrama de conexión del Hardware

### 5.1.3. Software

En el desarrollo de este sistema de control se utilizó el siguiente Software para su codificación, el cual será descrito a continuación:

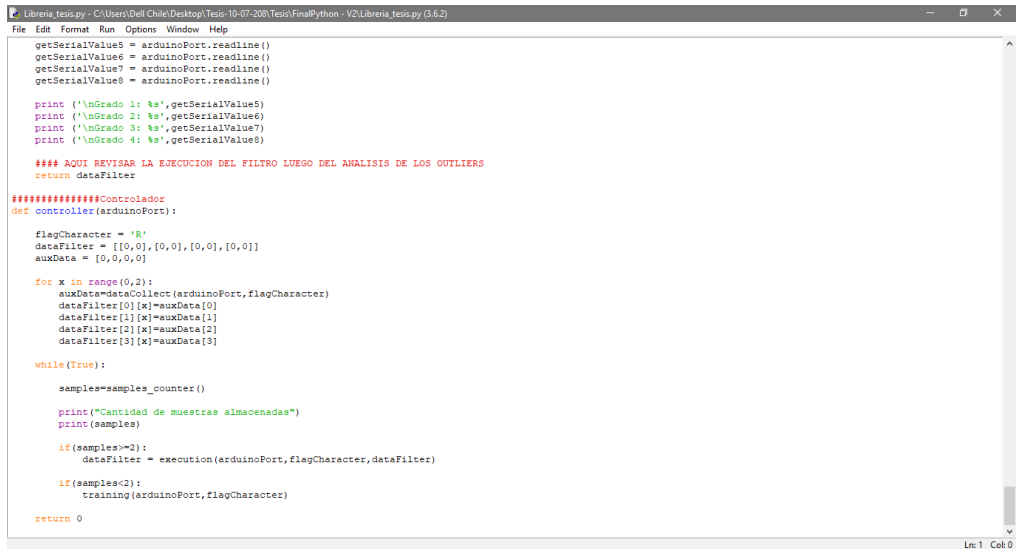
1. Arduino IDLE: Este software (Ver figura 5.8) fue utilizado para la codificación de las funciones de toma de datos a través de los sensores, comunicación con la placa Raspberry Pi y para el movimiento de los actuadores.



```
FinalArduino
41   Sensor2=Sensor2/n;
42   Sensor3=Sensor3/n;
43   Sensor4=Sensor4/n;
44
45   Serial.println(Sensor1);
46   Serial.println(Sensor2);
47   Serial.println(Sensor3);
48   Serial.println(Sensor4);
49
50   }
51   else{
52
53     Grado1 = Serial.parseInt();
54     Grado2 = Serial.parseInt();
55     Grado3 = Serial.parseInt();
56     Grado4 = Serial.parseInt();
57
58     det1 = Serial.parseInt();
59     det2 = Serial.parseInt();
60     det3 = Serial.parseInt();
61     det4 = Serial.parseInt();
62
63     Grado1 = Grado1-(det1*2*Grado1);
64     Grado2 = Grado2-(det2*2*Grado2);
65     Grado3 = Grado3-(det3*2*Grado3);
66     Grado4 = Grado4-(det4*2*Grado4);
67
68     if (Serial.read()=='\n'){
```

Figura 5.8: Interfaz Arduino IDLE

2. Python IDLE 3.6: Este software (Ver figura 5.9) fue utilizado para la codificación de las funciones de cálculo y almacenamiento de los datos obtenidos por la placa Arduino en conjunto también con la comunicación con esta.



```

Libreria_tesis.py - C:\Users\Dell Chile\Desktop\Tesis-10-07-2020\Tesis\FinalPython - V2\Libreria_tesis.py (3.6.2)
File Edit Format Run Options Window Help

getSerialValue5 = arduinoPort.readline()
getSerialValue6 = arduinoPort.readline()
getSerialValue7 = arduinoPort.readline()
getSerialValue8 = arduinoPort.readline()

print ('\nGrado 1: %s'%getSerialValue5)
print ('\nGrado 2: %s'%getSerialValue6)
print ('\nGrado 3: %s'%getSerialValue7)
print ('\nGrado 4: %s'%getSerialValue8)

### AQUI REVISAR LA EJECUCION DEL FILTRO LUEGO DEL ANALISIS DE LOS OUTLIERS
return dataFilter

#####Controlador
def controller(arduinoPort):

    flagCharacter = 'R'
    dataFilter = [[0,0],[0,0],[0,0],[0,0]
    auxData = [0,0,0,0]

    for x in range(0,2):
        auxData=dataCollect(arduinoPort,flagCharacter)
        dataFilter[0][x]=auxData[0]
        dataFilter[1][x]=auxData[1]
        dataFilter[2][x]=auxData[2]
        dataFilter[3][x]=auxData[3]

    while (True):

        samples=samples_counter()

        print("Cantidad de muestras almacenadas")
        print(samples)

        if (samples>=2):
            dataFilter = execution(arduinoPort,flagCharacter,dataFilter)

        if (samples<=2):
            training(arduinoPort,flagCharacter)

    return 0

```

Figura 5.9: Interfaz Python IDLE 3.6

3. PGAdmin III: Este software (Ver figura 5.10) fue utilizado para preparar la base de datos que almacena los datos correspondientes al sistema.

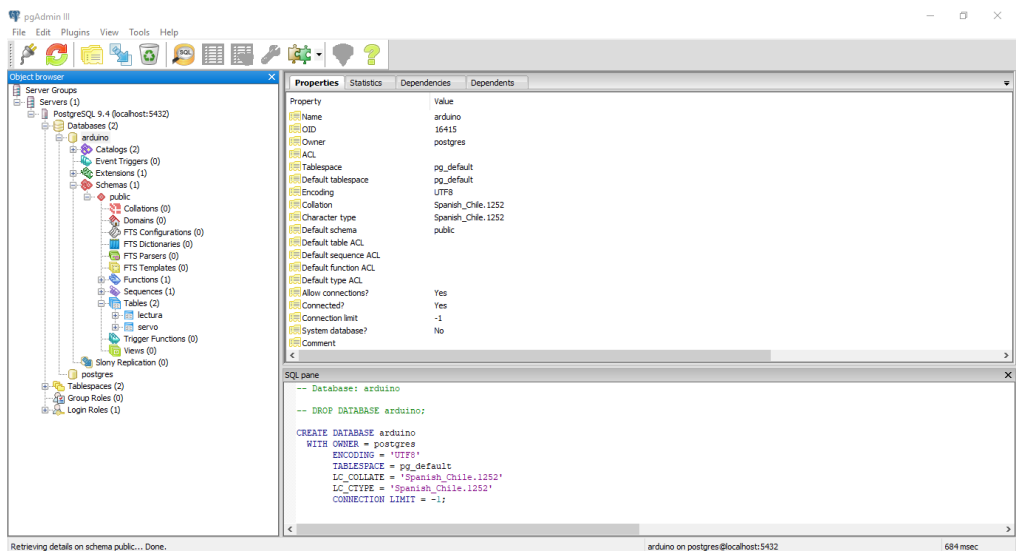


Figura 5.10: Interfaz PGAdmin III

### 5.1.4. Versiones

El controlador se desarrolló en varias versiones, en cada una de las cuales se incluyó nuevas funciones y/o se modificaron algunas existentes para mejorar su desempeño y/o corregir errores.

- Versión 1: En esta primera versión del sistema de control se implementaron las funcionalidades que permiten almacenar los datos obtenidos desde la placa Arduino en la base de datos, junto con esto se implementaron las funciones que permiten realizar los cálculos de regresión lineal sobre los datos almacenados.
- Versión 2: En esta iteración del sistema de control las funciones que filtran los datos obtenidos a través de la placa Arduino, esto con la finalidad de suavizarlos y evitar movimientos bruscos en el sistema, esta funcionalidad se implementó a través de un filtro de media en tiempo real.
- Versión 3: En la iteración final del sistema de control se implementaron las funciones que permiten la eliminación de los datos anómalos obtenidos a través de la placa Arduino, estos son identificados y eliminados a través del cálculo de outliers calculados mediante la determinación de la desviación mediana absoluta (DMA).

## 5.2. Costos de implementación

En esta sección se presenta información relevante acerca de la estimación de costos de la implementación del sistema.

Estos costos estarán representados en pesos chilenos a la fecha de publicación del documento.

Item	Costo (CLP)
Raspberry Pi 3B	35.990
Arduino Mega 2560 Rev3	35.990
Sensor Myoware	36.500
Servo SG-90	9.990
Servo Driver	6.890
Tarjeta SD 16 Gb	12.990
<b>Costo Total</b>	<b>137.750</b>

Cuadro 5.1: Tabla de resumen de costos de piezas electrónicas.

Como podemos ver en la tabla de costos (Cuadro 5.1), El costo de implementar una prótesis electromiográfica simple (1 Sensor y 1 Servo) utilizando este sistema es de aproximadamente \$137.750 sin considerar mano de obra.

En la siguiente tabla (Cuadro 5.2) podemos apreciar el costo de imprimir en 3D una prótesis para una mano izquierda la cual fue modificada para utilizarla en conjunto con el sistema desarrollado, el costo de esta fue de \$3.765 sin considerar mano de obra ni materiales para el acabado de esta.

Item	Filamento	Cantidad	Peso (Gr)	Costo (CLP)
Gauntlet	PLA Celeste	1	58	970
Left Palm	PLA Celeste	1	63	1.054
Fingertip + Proximal	PLA Naranja	5	6.2	521
Servo Mount	PLA Celeste	1	2	35
Other	PLA Naranja	1	11	185
<b>Total</b>				3.765

Cuadro 5.2: Tabla de resumen de costos de piezas impresas en 3D

Podemos ver que el costo total de implementar el sistema (Cuadro 5.1) y de imprimir una prótesis utilizando las piezas anteriormente mencionadas (Cuadro 5.2) es de: \$140.515 (Cuadro 5.3)

Item	Costo (CLP)
Sistema	137.750
Protesis modificada	3.765
Costo Total	140.515

Cuadro 5.3: Tabla de resumen de costo de implementación del sistema

Esto nos permite comparar costo de implementación del sistema con soluciones existentes en el mercado las cuales pueden rondar los \$2.300.000 y los \$3.100.000 (Teletón, 2017) o inclusive los \$7.400.000 (Dianceht, s.f.) para una prótesis estética de brazo completo, existiendo alternativas mioeléctricas las cuales pueden rondar los \$27.000.000 (BBC, 2015) lo cual nos demuestra permite vislumbrar realmente el bajo costo de realizar un sistema de control el cual permitiría en conjunto con prótesis impresas en 3D disminuir el costo de las prótesis mioeléctricas.

## 5.3. Codificación de funciones

En esta sección del capítulo se explica el código utilizado en las funciones del controlador, se muestra ver el uso de los lenguajes Python y también SQL.

### 5.3.1. Cálculo de posición del actuador

En la funcionalidad **angleCalculation** (Ver código 5.1) están presentes las siguientes variables:

**angle**, la cual es la variable donde se almacenará el resultado de los cálculos realizados por la función, **dbangle** este arreglo almacena los últimos datos almacenados por el sistema en la tabla de configuración de servos, esto con la finalidad de corregir los datos calculados por el sistema, **avgX** es un arreglo de promedios de los valores obtenidos por los sensores, los cuales fueron anteriormente almacenados, **avgY** es un arreglo de promedios de los valores calculados por el sistema, los cuales fueron anteriormente almacenados, **varX** es la varianza correspondiente a los valores almacenados por los sensores, **coVar** este arreglo de variables es la encargada de almacenar el valor de la covarianza entre los datos obtenidos por los sensores y los calculados por el sistema.

Código 5.1: Función angleCalculation

```

1  def angleCalculation ( data ):
2      angle =[0 ,0 ,0 ,0]
3      dbangle =[0 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0 ,0]
4      avgX = avg_x ( )
5      avgY = avg_y ( )
6      varX = var_x ( avgX )
7      coVar = covarXY ( avgX , avgY )
8      dbangle=angle_extract ( )
9
10     for x in range (0 ,4):
11         angle [x]=( float ( coVar [x] ) / varX [x] )
12         angle [x]= angle [x]*( data [x]- float ( avgX [x] ) )
13         angle [x]= int ( angle [x]+ float ( avgY [x] ) )
14         angle [x]= int ( ( float ( coVar [x] ) / varX [x] )
15         angle [x]= angle [x]*( data [x]- float ( avgX [x] ) )
16         angle [x]= angle [x]+ float ( avgY [x] ) )
17

```

```
18  for x in range(0,4):
19      if (dbangle[x*2]>dbangle[(x*2)+1]):
20          auxangle=dbangle[x*2]
21          dbangle[x*2]=dbangle[(x*2)+1]
22          dbangle[(x*2)+1]=auxangle
23
24  for x in range(0,4):
25      if (angle[x]>dbangle[(x*2)+1]):
26          angle[x]=dbangle[(x*2)+1]
27      else :
28          if (angle[x]<dbangle[x*2]):
29              angle[x]=dbangle[x*2]
30
31  return angle
```

### 5.3.2. Filtrado en tiempo real de los datos obtenidos por el sensor

En la funcionalidad **avgfilter** (Ver código 5.2) tenemos presentes las siguientes variables: **data**, la cual es un arreglo de listas la cual almacena los valores que el sistema utilizó con anterioridad, la variable **number** es un arreglo que almacena los datos que el sistema ha leído desde el sensor y utilizará para calcular el filtro de media, la variable **avg** es un arreglo que está encargado de almacenar los resultados del filtro de mediana y la variable **sum** es la encargada de almacenar las sumas realizadas en la función.

En la función **nfilter** (Ver código 5.3) podemos ver que están presente nuevamente las variables **data** y **number** las cuales siguen siendo utilizadas bajo las mismas condiciones, **data** como los valores almacenados anteriormente por el sistema y **number** como los valores que se utilizaron para el filtro, junto con estas variables podemos ver también una nueva variable: **ndata** la cual es un arreglo de listas la cual es la encargada de almacenar los valores resultantes del desplazamiento de **data** eliminando su valor más antiguo y agregando el valor de **number** como el valor más nuevo, lo que permite mantener el estudio del filtro de media.

Código 5.2: Función avgFilter

```

1 def avgFilter ( data , number ) :
2     avg = [ 0 , 0 , 0 , 0 ]
3     sum = [ 0 , 0 , 0 , 0 ]
4     for x in range ( 0 , 4 ) :
5         for y in range ( 0 , 2 ) :
6             sum [ x ] = sum [ x ] + data [ x ] [ y ]
7             sum [ x ] = sum [ x ] + number [ x ]
8             avg [ x ] = sum [ x ] / 3
9     return avg

```

Código 5.3: Función nFilter

```

1 def nFilter ( data , number ) :
2     ndata = [ [ 0 , 0 ] , [ 0 , 0 ] , [ 0 , 0 ] , [ 0 , 0 ] ]
3     for x in range ( 0 , 4 ) :
4         for y in range ( 0 , 1 ) :
5             ndata [ x ] [ y ] = data [ x ] [ y + 1 ]
6             ndata [ x ] [ 1 ] = number [ x ]
7     return ndata

```

### 5.3.3. Limpieza de los datos anómalos

En la función dataCollect (Ver código 5.4) podemos observar que **Len** es el largo de la lista de datos a analizar, esta variable está presente para poder modificar el largo de estas listas para aumentar o reducir la velocidad de procesamiento de los datos en esta funcionalidad , **Array** es un arreglo de listas, el cual se encarga de almacenar los datos obtenidos desde los sensores.

**AuxArray** es un arreglo de listas auxiliares que facilita el cálculo de DMA, **Median** es un arreglo en el cual se almacenan las medianas de las listas en el arreglo **Array**, **Mad** es un arreglo en donde se almacena el valor de la desviación absoluta mediana de cada arreglo en **Array**, **Max** es un arreglo encargado de almacenar el valor máximo calculado mediante **DMA** utilizando la fórmula:

$$Max = Median + (2,5 * DMA)$$

Este arreglo está presente para facilitar la eliminación de los datos anómalos mayores al valor máximo calculado anteriormente, similar a **Max**, **Min** se encarga

de almacenar el valor mínimo calculado mediante DMA utilizando la fórmula:

$$Min = Median - (2,5 * DMA)$$

Este arreglo está presente para ayudar en la eliminación de los datos anómalos menores al valor calculado, los arreglos **countA** y **countB** están presentes para ayudar en la eliminación correcta de los valores anómalos, **countA** para valores máximos y **countB** para valores mínimos.

El arreglo **Length** está presente para facilitar el cálculo del valor de la Mediana luego de la eliminación de los datos anómalos.

Código 5.4: Función dataCollect

```

1
2 import serial
3 def dataCollect(arduinoPort , flagCharacter ):
4     Len=10
5     Array =[[ ] , [ ] , [ ] , [ ]
6     auxArray =[[ ] , [ ] , [ ] , [ ]
7     Median=[0 ,0 ,0 ,0]
8     Mad=[0 ,0 ,0 ,0]
9     Min=[0 ,0 ,0 ,0]
10    Max=[0 ,0 ,0 ,0]
11    countA=[0 ,0 ,0 ,0]
12    countB=[0 ,0 ,0 ,0]
13    length=[0 ,0 ,0 ,0]
14
15    for x in range(0 ,Len):
16        arduinoPort . write ( flagCharacter . encode ( ) )
17        getSerialValue1 = arduinoPort . readline ( )
18        getSerialValue2 = arduinoPort . readline ( )
19        getSerialValue3 = arduinoPort . readline ( )
20        getSerialValue4 = arduinoPort . readline ( )
21
22        Array [0] . append ( int ( getSerialValue1 ) )
23        Array [1] . append ( int ( getSerialValue2 ) )
24        Array [2] . append ( int ( getSerialValue3 ) )
25        Array [3] . append ( int ( getSerialValue4 ) )
26    for x in range(0 ,4):
27        Array [x] . sort ( )
28    for x in range(0 ,4):

```

```

29     length[x]=len(Array[x])
30     if (length[x]%2==0):
31         Median[x]=Array[x][int((length[x]/2)-1)]
32         Median[x]=Median[x]+Array[x][int(length[x]/2)]
33         Median[x]=Median[x]/2
34     else:
35         Median[x]=Array[x][int(((length[x]/2)-1)+0.5)]
36
37     for x in range(0,4):
38         for y in range(0,len(Array[x])):
39             auxArray[x].append(Array[x][y]-Median[x])
40             if (auxArray[x][y]<0):
41                 auxArray[x][y]=auxArray[x][y]*(-1)
42             auxArray[x].sort()
43
44     for x in range(0,4):
45         Mad[x]=auxArray[x][int((len(Array[x])/2)-1)]
46         Mad[x]=Mad[x]+auxArray[x][int((len(Array[x])/2))]
47         Mad[x]=Mad[x]/2
48         Min[x]=Median[x]-(2.5*Mad[x])
49         Max[x]=Median[x]+(2.5*Mad[x])
50
51     for x in range(0,4):
52         for y in range(0,len(Array[x])):
53             if (Array[x][y]>Max[x]):
54                 countA[x]=countA[x]+1
55             if (Array[x][y]<Min[x]):
56                 countB[x]=countB[x]+1
57             if (countB[x]!=countA[x]):
58                 count=0
59         while (count<countA[x]):
60             Array[x].pop()
61             count=count+1
62         count=0
63         Array[x].sort(reverse=True)
64
65         while (count<countB[x]):
66             Array[x].pop()
67             count=count+1
68         Array[x].sort()
69         length[x]=len(Array[x])

```

```
70     if (length[x]%2==0):  
71         Median[x]=Array[x][int((length[x]/2)-1)]  
72         Median[x]=Median[x]+Array[x][int(length[x]/2)]  
73         Median[x]=Median[x]/2  
74     else :  
75         Median[x]=Array[x][int((length[x]/2)-1)+0.5)]  
76 return Median
```

# Capítulo 6

## Verificación y validación

En el presente capítulo se muestran las pruebas que se realizaron durante el desarrollo de este controlador, las cuales permitieron identificar corregir los errores que se presentaron durante este proceso, éstas se enfocaron en el uso del controlador, el correcto funcionamiento de éste, su desempeño y finalmente la validación por profesionales para el uso de éste.

### 6.1. Prueba de funciones

Para cada funcionalidad se realizaron pruebas para probar su correcto funcionamiento.

Estas Pruebas fueron realizadas en un entorno controlado permitiendo predecir los valores esperados y poder compararlos con los valores entregados por cada funcionalidad del sistema y comprobar el correcto funcionamiento de éstas. Ésto fue realizado utilizando un potenciómetro lineal de 10K (Ver figura 6.1) reemplazando los sensores electromiográficos, cada prueba constó de 15 repeticiones en las cuales se sometió al sistema a diferentes escenarios.



Figura 6.1: Potenciómetro Lineal 10K utilizado para obtener datos artificiales para las pruebas

### 6.1.1. Pruebas para Calculo de posición del actuador

Las siguientes pruebas fueron realizadas a esta funcionalidad:

En primer lugar se configuro el sistema de manera en que el actuador se mueva entre  $0^\circ$  (ángulo mínimo) y  $90^\circ$  (ángulo máximo) y como dato obtenido desde el sensor 0 (Mínimo) y 1.023 (Máximo), luego de esto mediante el uso del potenciómetro (Ver figura 6.1) se sometió al sistema a diferentes pruebas, junto con estos datos se utilizaron datos artificiales para probar el sistema de corrección de esta funcionalidad, lo que nos permite ver el comportamiento de la funcionalidad en diferentes escenarios.

Las pruebas realizadas se pueden ver en el cuadro 6.1:

Tipo de dato	Dato de entrada	Dato de Salida	Dato Esperado
Potenciómetro	1023	90	90
Potenciómetro	512	45	45
Potenciómetro	0	0	0
Artificial	1025	90	90
Potenciómetro	768	67	67

Cuadro 6.1: Datos de prueba obtenidos con potenciómetro, datos anómalos artificialmente agregados, Resultados obtenidos por la funcionalidad probada y Resultados esperados

### 6.1.2. Pruebas para Filtrado en tiempo real de los datos obtenidos por el sensor

Para estas pruebas se sometió al sistema a la metodología descrita al comienzo de la sección 6.1, esto con la finalidad de obtener conjuntos de datos antes de realizar la prueba y poder contrastar estos datos con los obtenidos por la funcionalidad, los datos obtenidos fueron ingresados manualmente a la funcionalidad para la comprobación y comparación con los datos esperados.

Las pruebas que se realizaron a esta funcionalidad se pueden observar en el cuadro 6.2:

<b>D1</b>	<b>D2</b>	<b>D3</b>	<b>Promedio</b>	<b>Promedio Esperado</b>
0	0	334	111	111
0	334	233	189	189
334	233	152	240	240

Cuadro 6.2: Datos obtenidos por el sensor para realizar las pruebas, Resultados Obtenidos y Resultados Esperados

### 6.1.3. Pruebas para Limpieza de los datos anómalos

Para estas pruebas se utilizó la metodología descrita al comienzo de la sección 6.1, la cual permite someter a la funcionalidad a diferentes escenarios, para lograr esto se obtuvo un conjunto de datos desde el potenciómetro (Ver figura 6.1) y estos se les adicionaron datos anómalos en ciertas pruebas para ver el comportamiento de la funcionalidad ante estos escenarios, junto con esto se realizó el cálculo manual de los resultados para ser contrastados por los datos entregados por el sistema.

Para esta funcionalidad se realizaron las siguientes pruebas que se pueden ver en el cuadro 6.3:

<b>Datos Sensor</b>				
<b>Prueba 1</b>	<b>Prueba 2</b>	<b>Prueba 3</b>	<b>Prueba 4</b>	<b>Prueba 5</b>
353	60	1020	746	442
352	58	1019	745	453
1023	59	1021	749	448
353	61	1020	750	451
360	61	1021	752	438
353	59	1022	748	462
355	58	1020	749	457
353	60	1019	128	1023
353	61	1019	63	1017
0	60	1018	0	449

Cuadro 6.3: Tabla de datos obtenidos a través del sistema para realizar la prueba de la funcionalidad.

Al procesar estos datos los resultados son los vistos en el cuadro 6.4:

	<b>Prueba 1</b>	<b>Prueba 2</b>	<b>Prueba 3</b>	<b>Prueba 4</b>	<b>Prueba 5</b>
<b>Dato Esperado</b>	353	60	1020	749	450
<b>Dato Obtenido</b>	353	60	1020	749	450

Cuadro 6.4: Datos esperados y datos obtenidos en la funcionalidad de limpieza de datos anómalos del sistema.

## 6.2. Prueba de desempeño

Esta prueba fue realizada manteniendo al sistema en funcionamiento durante 10 minutos con normalidad, esto con la finalidad de determinar la velocidad en la que realiza los cálculos, el peso en la memoria del sistema de cada calculo guardado en la base de datos y el tiempo de llenado de la memoria del sistema.

Para determinar el desempeño del sistema como podemos ver en el cuadro 6.5 se realizaron las pruebas descritas en los cuadros 6.6 al 6.9:

<b>Tiempo (Minutos)</b>	10
<b>Datos almacenados en la ejecución</b>	710
<b>Velocidad (Datos/Hora)</b>	4482
<b>Datos en DB</b>	747
<b>Peso Tabla (Mb)</b>	0,03
<b>DD (Mb)</b>	7680
<b>Peso x Dato (Mb)</b>	0,00004

Cuadro 6.5: Datos para la revisión de rendimiento del sistema.

<b>Uso (Horas)</b>	8
<b>Uso de Disco x Horas de Uso (Mb/Día)</b>	1,6
<b>Tiempo de llenado del disco (Días)</b>	4866,4
<b>Tiempo de llenado del disco (Años)</b>	13,3

Cuadro 6.6: Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema 8 horas diarias

<b>Uso (Horas)</b>	16
<b>Uso de Disco x Horas de Uso (Mb/Día)</b>	3,2
<b>Tiempo de llenado del disco (Días)</b>	2433,2
<b>Tiempo de llenado del disco (Años)</b>	6,7

Cuadro 6.7: Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema 16 horas diarias

<b>Uso (Horas)</b>	24
<b>Uso de Disco x Horas de Uso (Mb/Día)</b>	4,7
<b>Tiempo de llenado del disco (Días)</b>	1622,1
<b>Tiempo de llenado del disco (Años)</b>	4,4

Cuadro 6.8: Estimación tiempo de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema durante las 24 horas del día

<b>Tiempo de llenado del disco Promedio (Años)</b>	8,1
--	-----

Cuadro 6.9: Estimación promedio de llenado de Memoria (16Gb) utilizando el sistema

Estas pruebas nos permiten ver que durante el funcionamiento del sistema podemos esperar una velocidad de 4.482 Datos/Hora , lo que nos muestra que en base a la configuración de hardware utilizada el sistema tomaría aproximadamente 13 años en llenar la capacidad de memoria del sistema al ser utilizado 8 horas diariamente, aproximadamente 6 años al ser usado 8 horas al día y poco más de 4 años al ser utilizado las 24 horas del día, esto nos permite ver que en promedio podemos esperar utilizar completamente la memoria del sistema en 8,1 años bajo esta configuración, sin dejar de entender que se podrían escoger configuraciones con mayor o menor capacidad de almacenamiento.

En el escenario del llenado de la memoria o el decrecimiento de la velocidad de muestreo es necesario implementar un Trigger en la base de datos que elimine datos antiguos de ésta.

### 6.3. Prueba de uso

Para estas pruebas se utilizaron 5 sujetos de pruebas utilizando el sistema en su totalidad, estos debieron realizar el entrenamiento correspondiente para el sistema, luego de esto los sujetos de prueba debieron realizar la contracción muscular correspondiente al grupo muscular donde se ubicó el sensor utilizado, esto con la finalidad de corroborar el correcto funcionamiento del sistema.

Durante las pruebas de uso se estableció la configuración presentada en el cuadro 6.10 para la realización de éstas.

Sujeto	Posición Sensor	Muestras	Prótesis	Brazo Metálico
1	Antebrazo	15	Si	Si
2	Brazo	15	Si	Si
3	Antebrazo	15	Si	Si
4	Brazo	15	Si	Si
5	Brazo	15	Si	Si

Cuadro 6.10: Tabla de configuración de las pruebas realizadas a los diferentes sujetos de prueba

#### 6.3.1. Sujetos de prueba

Se utilizarán 5 sujetos de prueba masculinos en este trabajo, todos firmaron autorizaciones para el uso de sus datos.

### 6.3.2. Parámetros

Para las pruebas los sujetos permanecerán sentados con el antebrazo apoyado sobre una mesa, de modo que este no requiera de ejercer fuerzas innecesarias para mantener el brazo estable durante el monitoreo generando que puedan contaminar el análisis. Los sensores electromiográficos fueron puestos sobre el antebrazo o el brazo, dependiendo del caso, para realizar el monitoreo, tal como podemos observar en la figura 6.2.

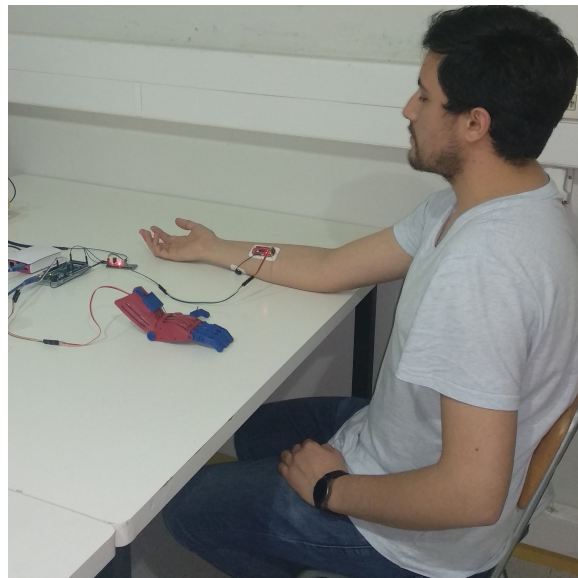
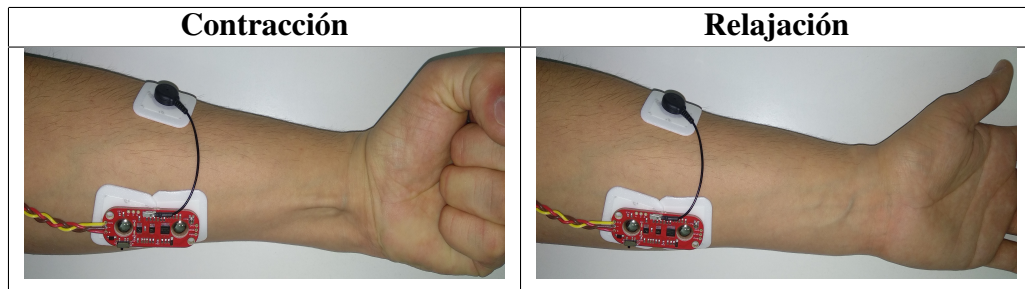


Figura 6.2: Persona posicionada para realizar las pruebas.

### 6.3.3. Condiciones de prueba

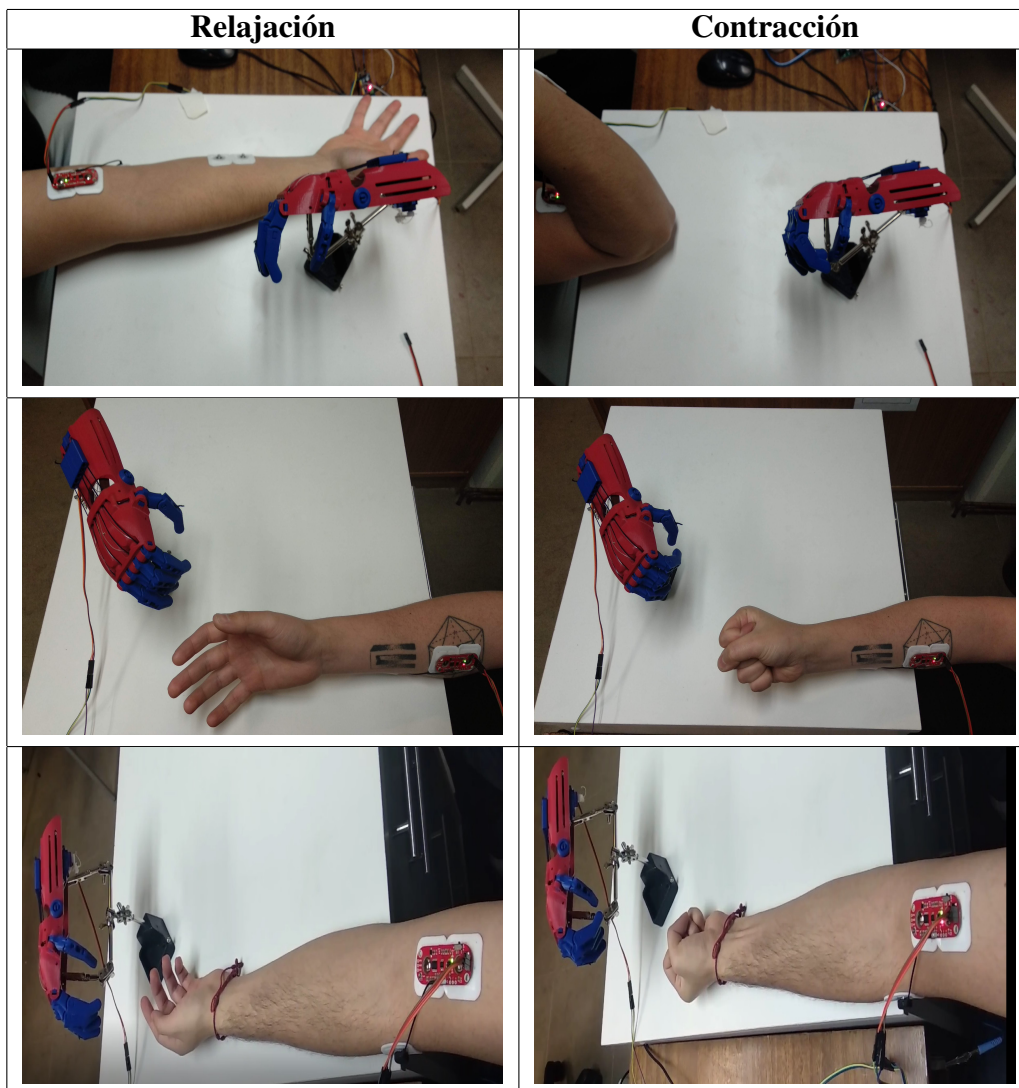
La realización de las pruebas corresponde al relajamiento muscular seguidas de contracciones musculares (Ver tabla 6.11), estas fueron repetidas 15 veces por sujeto como podemos ver en el cuadro 6.10, permitiendo ver el comportamiento del sistema ante esas condiciones.



Cuadro 6.11: Contracción y relajación del grupo muscular estudiado

#### 6.3.4. Pruebas con prótesis E-nable modificada

En el cuadro 6.12 podemos una serie de imágenes, en las cuales se muestra en la primera columna la realización de la relajación del grupo muscular y en la segunda columna la realización de la contracción del grupo muscular estudiado, esto se ve en cada fila (cada una de estas filas corresponde a un sujeto de estudio), esto nos permite observar el comportamiento de los actuadores respecto de los cálculos realizados por el sistema.

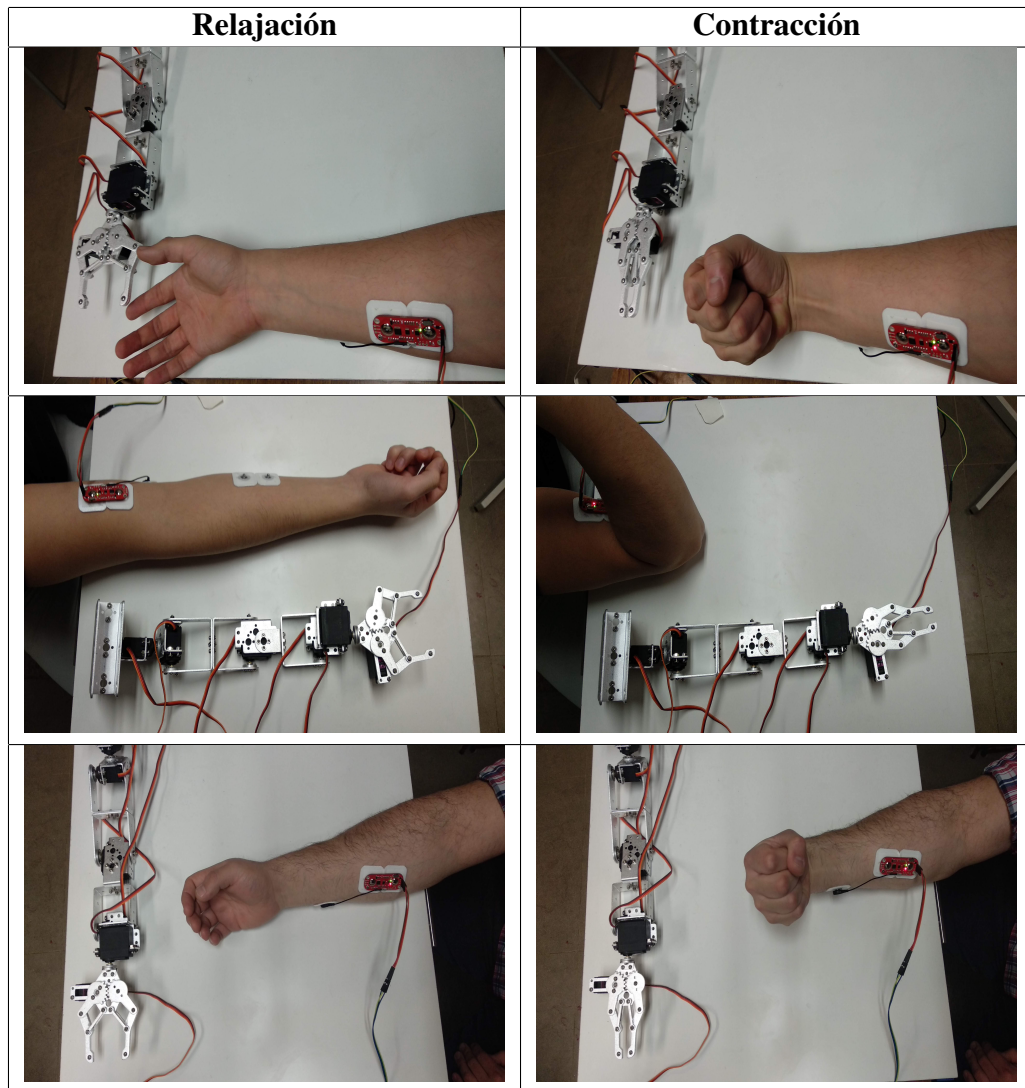


Cuadro 6.12: Pruebas realizadas a protesis E-nable modificada

Esto podemos observarlo también en el Anexo C donde se pueden ver más imágenes de las pruebas realizadas.

### 6.3.5. Pruebas con brazo metálico

En el cuadro 6.13 podemos observar de la misma manera que en la tabla anterior las imágenes de la realización de las pruebas del sistema en los sujetos, esta vez utilizando el brazo metálico para observar el movimiento de los actuadores.



Cuadro 6.13: Pruebas realizadas a brazo metálico

En el Anexo D se puede ver más imágenes de las pruebas realizadas.

### 6.3.6. Resultados

Los resultados obtenidos por cada sujeto de prueba utilizando las diferentes combinaciones de Hardware, fueron los siguientes:

Para ambas combinaciones de hardware podemos ver que el sistema registra la contracción muscular moviendo los actuadores a las posiciones establecidas dentro de la configuración establecida. Esto también puede ser visto en la figura 6.3 y

en el Anexo E, los cuales nos muestran el gráfico obtenido de los datos almacenados por el sistema para el sujeto de prueba número uno. Junto con lo establecido anteriormente, el sistema fue capaz de determinar la posición a la que debe moverse el actuador, eliminar datos anómalos y evitar movimientos bruscos (tal como podemos observar en la figura 6.4) por parte de los actuadores, lo que se traduce en movimientos más limpios de la prótesis.

Sujeto	Coef. Correlación
1	0,992
2	0,994
3	0,895
4	0,975
5	0,974
<b>Promedio</b>	<b>0,966</b>

Cuadro 6.14: Correlación entre datos obtenidos por el sensor y ángulo calculado por el sistema

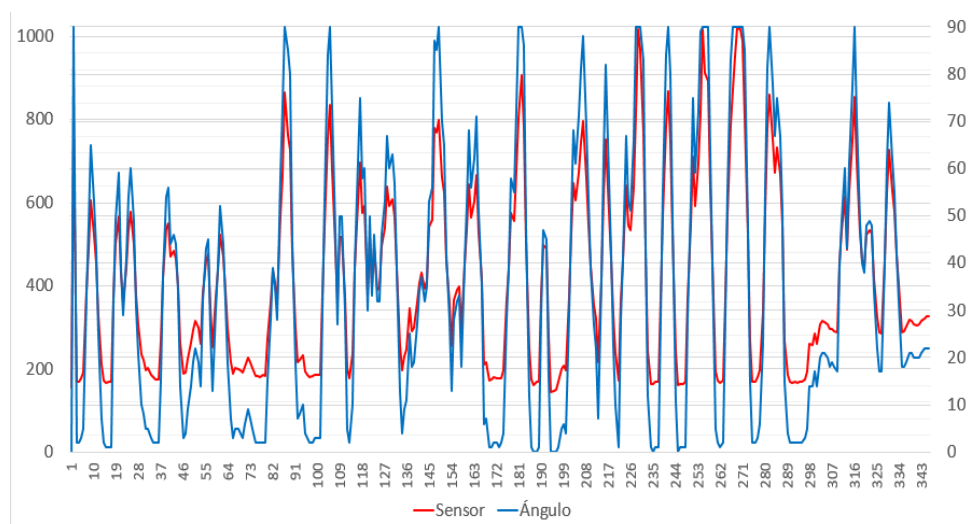


Figura 6.3: Gráfico de datos obtenidos del sistema luego de la realización de pruebas al sujeto número 1; Señal censada (Rojo); Ángulo calculado (Azul)

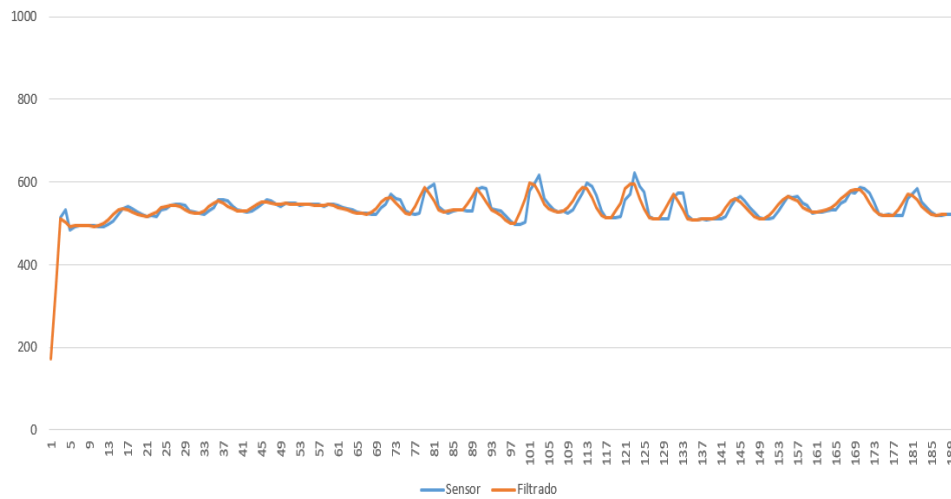


Figura 6.4: Sujeto 3; Señal censada (Celeste) y filtrada (Naranja)

## 6.4. Análisis

Como ya fue descrito en el presente capítulo las pruebas realizadas a las funcionalidades nos permiten determinar la efectividad de éstas, esto puede ser observado en las tablas de datos de cada prueba realizada en donde los resultados obtenidos coinciden con los resultados esperados, lo cual nos permite comprender que estas funcionalidades se comportan tal como esperamos.

En relación con las pruebas de desempeño podemos observar que la velocidad de procesamiento de la señal del sistema, la cual en conjunto con el uso de memoria física de cada iteración del sistema, nos permite determinar el tiempo de llenado de la memoria física del controlador, y así estimar el tiempo de vida máximo que el sistema podría funcionar, ésto también viene determinado por el uso que el usuario de al sistema, pudiendo ser ampliado por software al modificar el largo del filtro de mediana, analizando una mayor cantidad de datos antes de realizar los cálculos, lo que se traduce en una menor velocidad de ejecución del sistema aumentando el tiempo en que el sistema necesitaría para llenar su memoria física. Finalmente podemos observar que las pruebas de uso del sistema nos entregan los datos necesarios para corroborar que el cálculo de la posición de los actuadores según los datos obtenidos por los sensores es correcto.

Por otro lado, podemos observar que la fuerte correlación entre estos datos (como podemos ver en el cuadro 6.14) también nos demuestra que la estimación a través de regresión lineal es una medida efectiva para este tipo de sistemas.

Podemos observar también el efecto de los filtros utilizados en el sistema, los cua-

les cómo es posible observar en la figura 6.4, nos permiten observar una curva la cual tiene una menor pendiente respecto a la curva sin filtrar, lo que nos permite obtener movimientos más suaves en los actuadores.

Utilizando un el método del error cuadrático medio podemos observar lo siguiente:

Filtro de Media con 3 datos	62,1
Filtro de Media con 4 datos	52,3
Filtro de Media con 5 datos	59,5

Cuadro 6.15: Filtro y Error Cuadrático Medio Correspondiente

Esto nos indicaría que el filtro utilizado (con 3 datos) conlleva a más errores que un filtro con una mayor cantidad de datos(4 datos o más), tal como podemos ver en el cuadro 6.15 y en la figura 6.5, este tipo filtro utilizado, al ser un filtro que reutiliza datos anteriores del sistema no conlleva a un menor tiempo de ejecución al aumentar la cantidad de datos filtrados, pero si conlleva a la necesidad de sostener la contracción muscular por mayor tiempo para lograr el desplazamiento deseado en los actuadores, esto por consiguiente deriva en una fatiga muscular con mayor rapidez, evitando que el usuario pueda realizar estos desplazamientos con normalidad hasta que esta fatiga se recupere.

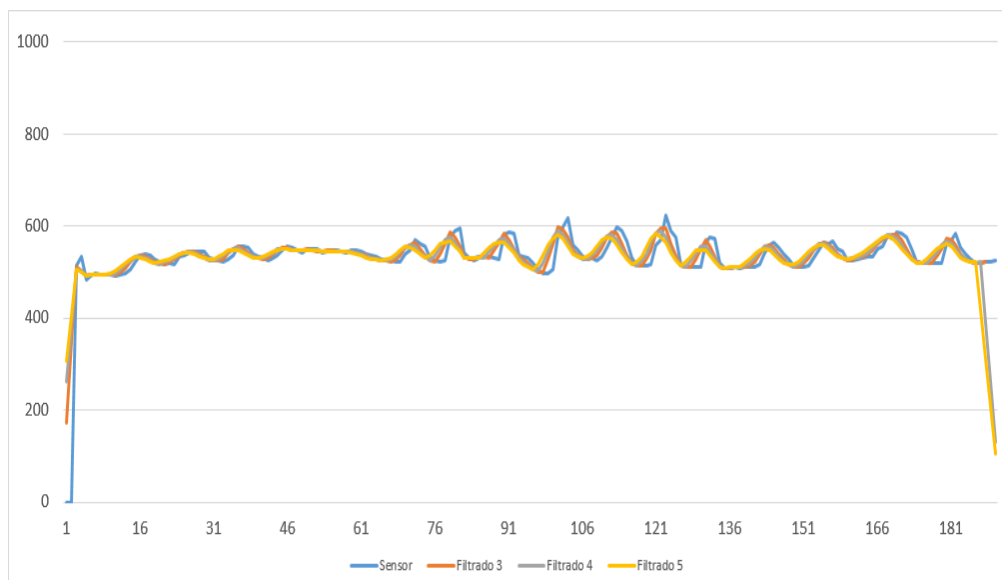


Figura 6.5: Gráfica de comparación de filtros



# Capítulo 7

## Conclusiones y trabajo futuro

En este capítulo se presentan las conclusiones obtenidas del trabajo realizado y los posibles temas a abordar en el futuro para complementar éste.

### 7.1. Conclusiones

En este trabajo nos propusimos desarrollar un sistema de control de prótesis electromiográfico de extremidad superior, con esto planteamos diversos objetivos para la realización del sistema, en primer lugar estudiamos el comportamiento eléctrico en la contracción muscular para determinar la relación entre esta, el movimiento de las extremidades, las tecnologías utilizadas a la obtención de esta información eléctrica y a las tecnologías usadas en las prótesis, tal como podemos ver en el capítulo 2, en el cual describimos las neuronas y especificamos el tipo de neuronas en las que nos enfocamos, el tipo de prótesis que abordamos y también el tipo de regresión estadística que utilizamos, entre otras cosas.

Por otra parte. decidimos identificar las funcionalidades necesarias para el desarrollo del sistema y la determinación de las tecnologías a utilizar, esto lo podemos ver desarrollado en los capítulos 3 y 4, lo cual nos permitió determinar las funciones mínimas necesarias para el funcionamiento del sistema de acuerdo al trabajo presentado por diferentes autores y a las entrevistas con los profesionales del área.

También planteamos el desarrollo de un prototipo funcional del software y del hardware del sistema propuesto, esto lo podemos ver en el capítulo 5, el cual nos encontramos con la elección del hardware indicado para la realización de éste. Dentro de este podemos destacar el uso de la placa Raspberry Pi, el micro controlador Arduino Mega y el sensor Myoware, estos son los encargados de la toma de datos, procesamiento y almacenamiento de los datos.

Finalmente planteamos la validación del prototipo implementado, esto podemos observarlo con detalle en el capítulo 6, dentro del cual observamos de las pruebas realizadas y podemos determinar que respecto a las funciones básicas estudiadas, todas ellas se comportan de la manera esperada, esto es debido a que ellas entregan los resultados esperados y anticipados, tal como podemos observar en el capítulo 6, en las secciones 6.1, 6.2 y 6.3 donde se realizaron pruebas a cada una de las funcionalidades mínimas del sistema y el resultado de estas fue comprobado manualmente para determinar su correcto funcionamiento y gráficamente para observar efectividad en el desempeño del sistema.

Podemos ver también la efectividad del filtro utilizado, el cual fue configurado como tal en pos de evitar movimientos bruscos en el desplazamiento de los actuadores controlados por el sistema y buscando evitar la fatiga muscular de los usuarios que lo utilicen. Otras configuraciones del filtro llevaron a un comportamiento no deseado por parte de los actuadores o a una pronta fatiga muscular por parte de los usuarios, esto también puede ser evitado o reducido luego de un constante uso del sistema, acostumbrando al grupo muscular a realizar los movimientos requeridos para desplazar los actuadores.

También podemos ver tal como los resultados demuestran, que el sistema propuesto es capaz de ser utilizado luego de un corto entrenamiento en cualquier grupo muscular de un paciente, permitiendo ser utilizado con rapidez y en cualquier tipo de prótesis que sea accionada a través de servomotores.

Junto con esto podemos ver la fuerte relación ( $r=0,9917$ ) entre el cálculo estimado por el sistema respecto al pulso mioeléctrico. Esto nos indica que este modelo y sus ajustes son lo suficientemente capaces de representar el movimiento del actuador correctamente de acuerdo a la contracción muscular.

## 7.2. Trabajo futuro

Nuestro trabajo futuro se enfocará en diferentes aspectos:

- La mejora en la comunicación entre las plataformas de manera en que se reduzcan los tiempos de acción, esto permitiendo la velocidad de reacción del sistema.
- El desarrollo de un sensor para disminuir el ruido en la señal adquirida, en conjunto con esto ampliar el estudio del posicionamiento de los sensores

electromiográficos, lo cual nos permitirá obtener lecturas más fidedignas del potencial eléctrico en la contracción muscular.

- Realizar pruebas con diferentes sensores para abordar nuevas formas para utilizar el sistema en prótesis, dentro de estos pretendemos realizar las pruebas con un sensor de fuerza.
- La optimización del código para mejorar los tiempos de procesamiento y almacenamiento de los datos utilizados por el sistema.
- La modificación del sistema de movimiento de los actuadores para mejorar el movimiento de la prótesis y su velocidad de acción, permitiendo lograr movimientos más naturales.
- Estudio del almacenamiento de datos y el cálculo en un servidor remoto a través de Internet, en pos de reducir el hardware a utilizar y buscar mejores velocidades de procesamiento.
- Estudio de la paralelización de los cálculos de regresión lineal y de filtrado para mejorar el desempeño general del sistema.



## **Anexo A**

### **Consentimiento informado**

En este anexo se presentan los consentimientos informados del uso de los datos recopilados de los sujetos de pruebas.

### Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara, de la Universidad Católica de la Santísima Concepción. La meta de este estudio es el desarrollo de un "Sistema de Control de Prótesis Electromiográfico para Prótesis de Extremidad Superior con Dispositivos de Bajo Costo".

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá realizar una serie de pruebas. Esto tomará aproximadamente 30 minutos de su tiempo. Las pruebas serán grabadas, de modo que el investigador pueda estudiar después lo ocurrido.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Los datos obtenidos de las pruebas serán codificados usando un número de identificación y por lo tanto, serán anónimas. Una vez analizadas las pruebas, las grabaciones se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna prueba le parece incómoda, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no realizarla.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

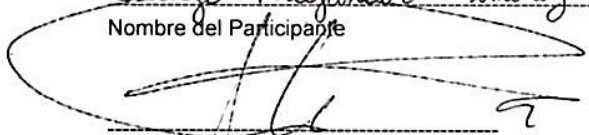
Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara. He sido informado (a) de que la meta de este estudio es el desarrollo de un "sistema de control de prótesis electromiográfico para prótesis de extremidad superior con dispositivos de bajo costo".

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en una entrevista, lo cual tomará aproximadamente 30 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono +56950963496.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono anteriormente mencionado.

Diego Alejandro Jiménez Palacios  
Nombre del Participante

  
Firma del Participante

10/07/2018  
Fecha

## Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara, de la Universidad Católica de la Santísima Concepción. La meta de este estudio es el desarrollo de un "Sistema de Control de Prótesis Electromiográfico para Prótesis de Extremidad Superior con Dispositivos de Bajo Costo".

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá realizar una serie de pruebas. Esto tomará aproximadamente 30 minutos de su tiempo. Las pruebas serán grabadas, de modo que el investigador pueda estudiar después lo ocurrido.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Los datos obtenidos de las pruebas serán codificados usando un número de identificación y por lo tanto, serán anónimas. Una vez analizadas las pruebas, las grabaciones se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna prueba le parece incómoda, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no realizarla.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara. He sido informado (a) de que la meta de este estudio es el desarrollo de un "sistema de control de prótesis electromiográfico para prótesis de extremidad superior con dispositivos de bajo costo".

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en una entrevista, lo cual tomará aproximadamente 30 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono +56950963496.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono anteriormente mencionado.

JAVIER ENRIQUE MUÑOZ ROMERO

Nombre del Participante

Firma del Participante

09/07/2008

Fecha

### Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara, de la Universidad Católica de la Santísima Concepción. La meta de este estudio es el desarrollo de un "Sistema de Control de Prótesis Electromiográfico para Prótesis de Extremidad Superior con Dispositivos de Bajo Costo".

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá realizar una serie de pruebas. Esto tomará aproximadamente 30 minutos de su tiempo. Las pruebas serán grabadas, de modo que el investigador pueda estudiar después lo ocurrido.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Los datos obtenidos de las pruebas serán codificados usando un número de identificación y por lo tanto, serán anónimas. Una vez analizadas las pruebas, las grabaciones se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna prueba le parece incómoda, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no realizarla.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara. He sido informado (a) de que la meta de este estudio es el desarrollo de un "sistema de control de prótesis electromiográfico para prótesis de extremidad superior con dispositivos de bajo costo".

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en una entrevista, lo cual tomará aproximadamente 30 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono +56950963496.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono anteriormente mencionado.

Rodolfo Arriagada González

Nombre del Participante

Rodolfo

Firma del Participante

09/07/2018

Fecha

## Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara, de la Universidad Católica de la Santísima Concepción. La meta de este estudio es el desarrollo de un "Sistema de Control de Prótesis Electromiográfico para Prótesis de Extremidad Superior con Dispositivos de Bajo Costo".

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá realizar una serie de pruebas. Esto tomará aproximadamente 30 minutos de su tiempo. Las pruebas serán grabadas, de modo que el investigador pueda estudiar después lo ocurrido.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Los datos obtenidos de las pruebas serán codificados usando un número de identificación y por lo tanto, serán anónimas. Una vez analizadas las pruebas, las grabaciones se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna prueba le parece incómoda, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no realizarla.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara. He sido informado (a) de que la meta de este estudio es el desarrollo de un "sistema de control de prótesis electromiográfico para prótesis de extremidad superior con dispositivos de bajo costo".

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en una entrevista, lo cual tomará aproximadamente 30 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono +56950963496.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono anteriormente mencionado.

Víctor Manuel Gatica Vergara

Nombre del Participante

[Firma]

Firma del Participante

06/07/2018

Fecha

## Consentimiento Informado para Participantes de Investigación

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara, de la Universidad Católica de la Santísima Concepción. La meta de este estudio es el desarrollo de un "Sistema de Control de Prótesis Electromiográfico para Prótesis de Extremidad Superior con Dispositivos de Bajo Costo".

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá realizar una serie de pruebas. Esto tomará aproximadamente 30 minutos de su tiempo. Las pruebas serán grabadas, de modo que el investigador pueda estudiar después lo ocurrido.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Los datos obtenidos de las pruebas serán codificados usando un número de identificación y por lo tanto, serán anónimas. Una vez analizadas las pruebas, las grabaciones se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna prueba le parece incómoda, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no realizarla.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Víctor Manuel Hernández Vergara. He sido informado (a) de que la meta de este estudio es el desarrollo de un "sistema de control de prótesis electromiográfico para prótesis de extremidad superior con dispositivos de bajo costo".

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en una entrevista, lo cual tomará aproximadamente 30 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono +56950963496.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar a Víctor Manuel Hernández Vergara al teléfono anteriormente mencionado.

Víctor Manuel Hernández Vergara  
Nombre del Participante

[Firma]  
Firma del Participante

06/07/2018  
Fecha

# Anexo B

## Diccionario de datos

Diseño del software

En este anexo se muestra el diseño del controlador, para el cual se incluyó el diseño de los datos y la arquitectura. Los cuales son fundamentales para la codificación del prototipo.

### B.1. Diseño de datos

Los datos que son mostrados a continuación representan la estructura del controlador, esto mostrado a través del diccionario de datos.

#### B.1.1. Diccionario de Datos

El siguiente diccionario de datos corresponde a todas las tablas de la base de datos necesarias para el funcionamiento del controlador.

Atributo	Clave	Tipo-dato	Nulo	Dominio	Referencia
Sensor1		Integer	No		
Sensor2		Integer	No		
Sensor3		Integer	No		
Sensor4		Integer	No		
Fecha		Date	No		
Angle1		Integer	No		
Angle2		Integer	No		
Angle3		Integer	No		
Angle4		Integer	No		

Cuadro B.1: Lectura

<b>Atributo</b>	<b>Clave</b>	<b>Tipo-dato</b>	<b>Nulo</b>	<b>Dominio</b>	<b>Referencia</b>
Servo1min		Integer	No		
Servo1max		Integer	No		
Servo2min		Integer	No		
Servo2max		Integer	No		
Servo3min		Integer	No		
Servo3max		Integer	No		
Servo4min		Integer	No		
Servo4max		Integer	No		
Fecha		Date	No		
Id		Integer	No		

Cuadro B.2: Servo

## **Anexo C**

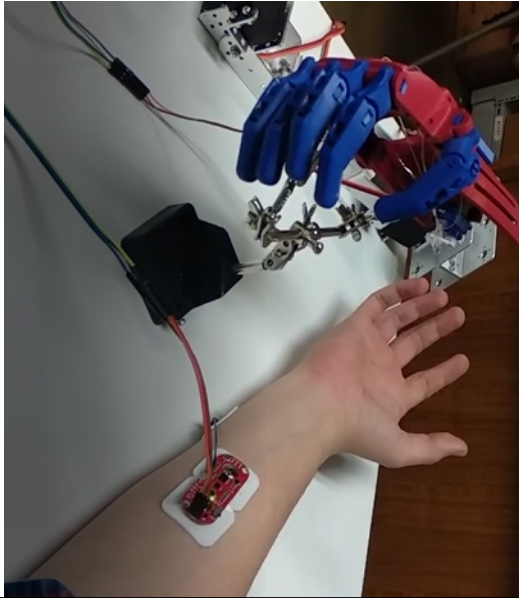
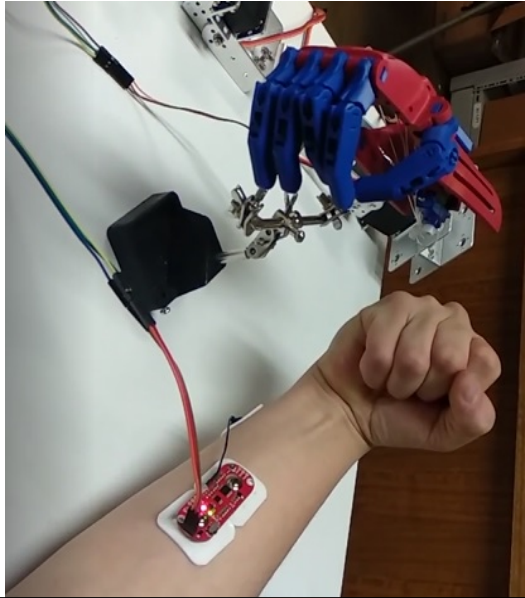
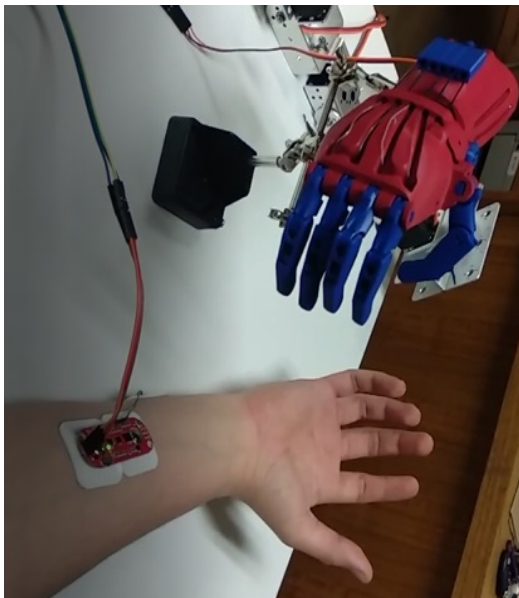
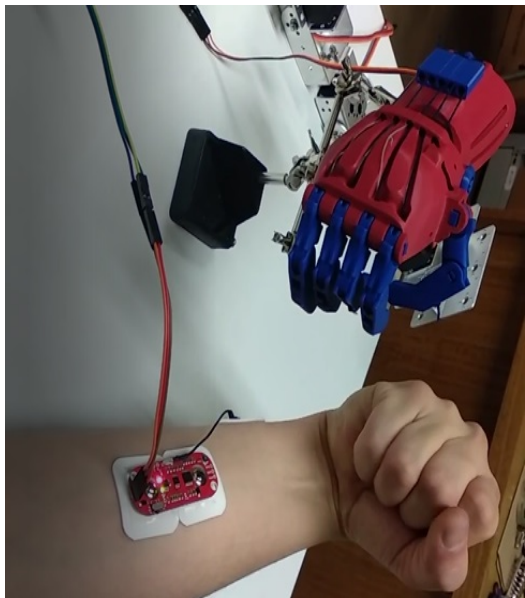
# **Evidencias pruebas con prótesis modificada**

En este anexo se muestran las evidencias de la realización de las pruebas a cada sujeto de estudio utilizando la prótesis E-nable modificada para el uso de servomotores.

### C.1. Sujeto Número 1

Evidencia de las pruebas realizadas al primer sujeto utilizando la prótesis modificada (Ver cuadro C.1).

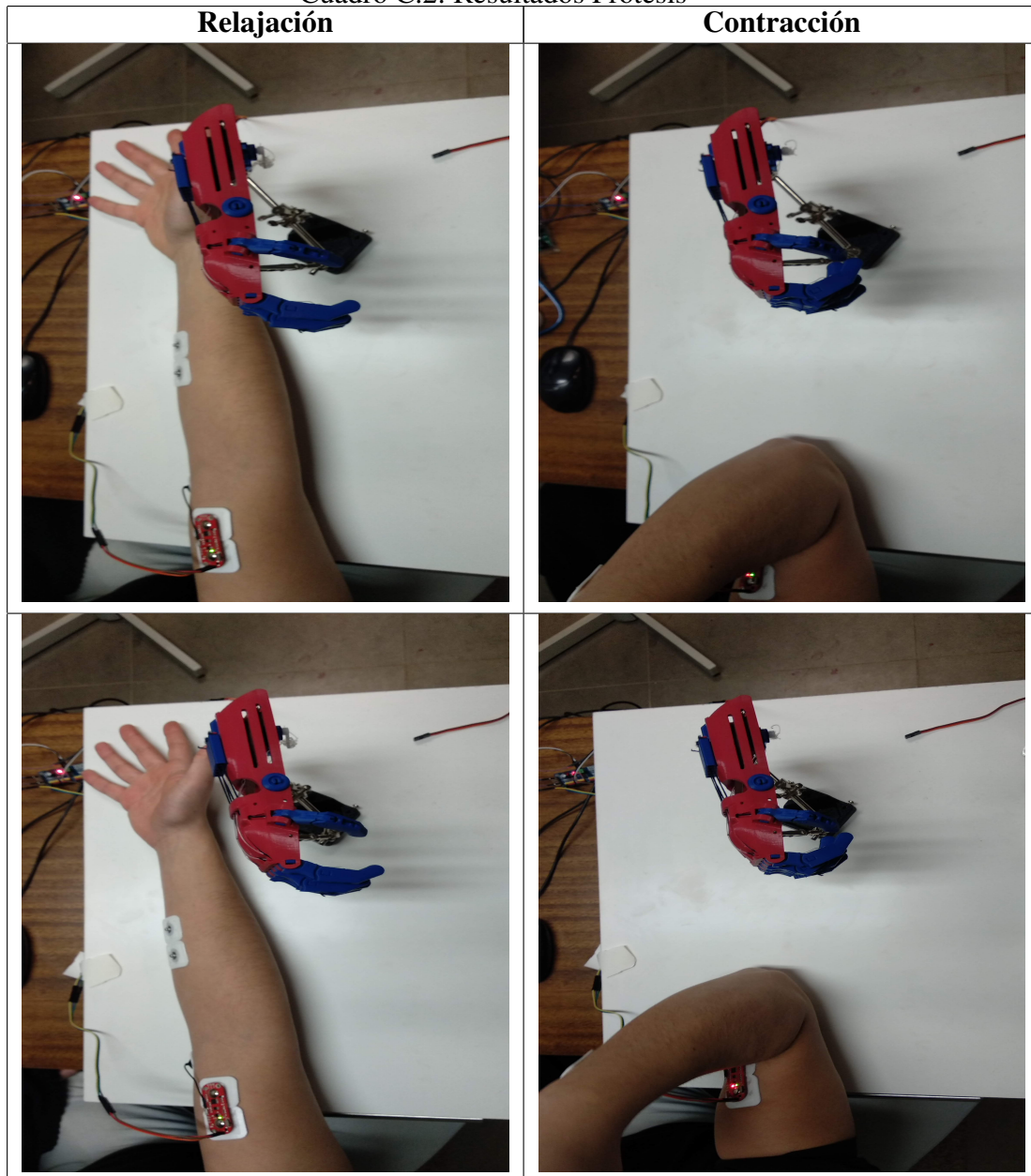
Cuadro C.1: Resultados Prótesis

Relajación	Contracción
	
	

## C.2. Sujeto Número 2

Evidencia de las pruebas realizadas al segundo sujeto utilizando la prótesis modificada (Ver cuadro C.2).

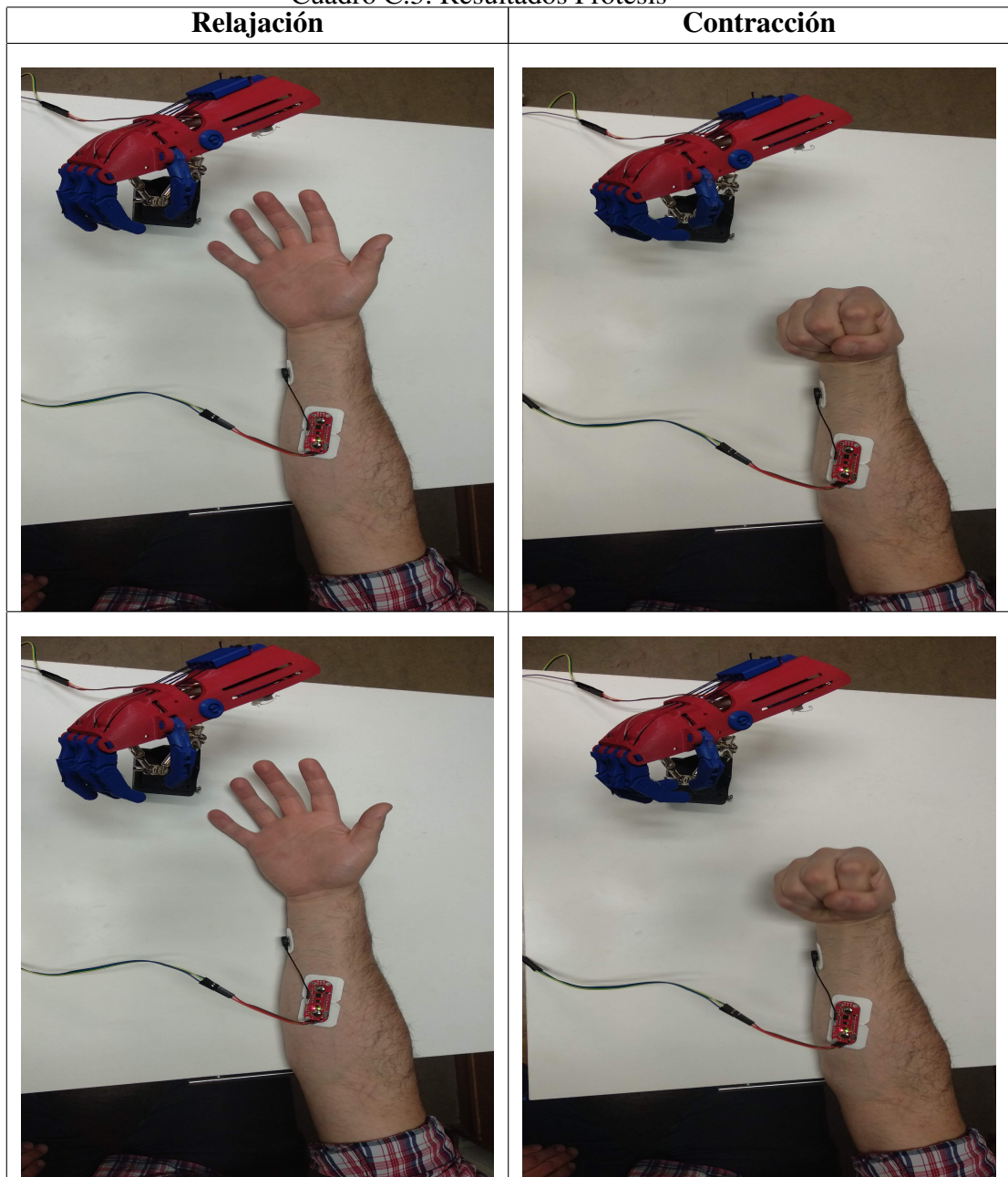
Cuadro C.2: Resultados Prótesis



### C.3. Sujeto Número 3

Evidencia de las pruebas realizadas al tercer sujeto utilizando la prótesis modificada (Ver cuadro C.3).

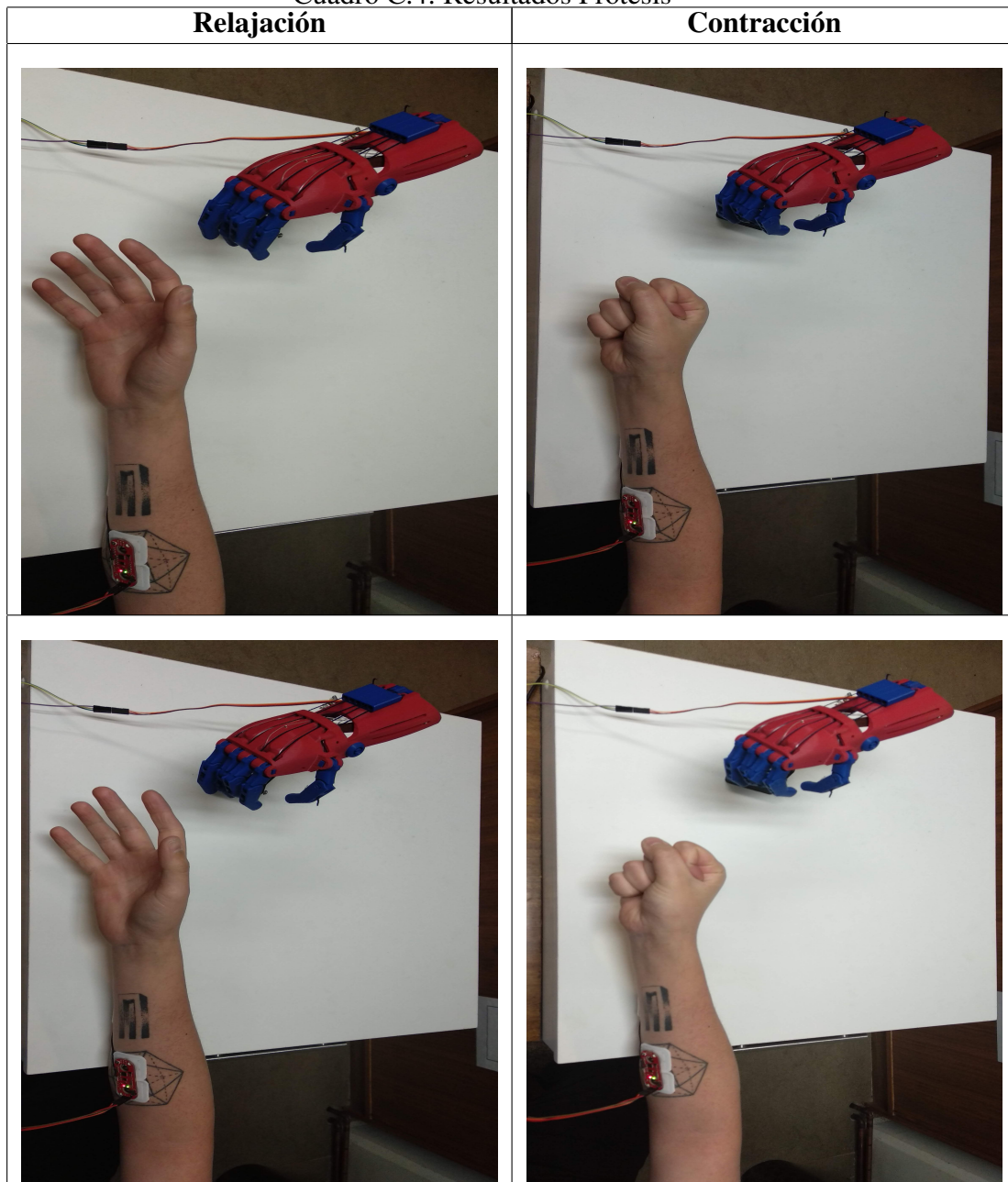
Cuadro C.3: Resultados Prótesis



## C.4. Sujeto Número 4

Evidencia de las pruebas realizadas al cuarto sujeto utilizando la prótesis modificada (Ver cuadro C.4).

Cuadro C.4: Resultados Prótesis



### C.5. Sujeto Número 5

Evidencia de las pruebas realizadas al quinto sujeto utilizando la prótesis modificada (Ver cuadro C.5).

Cuadro C.5: Resultados Prótesis



## **Anexo D**

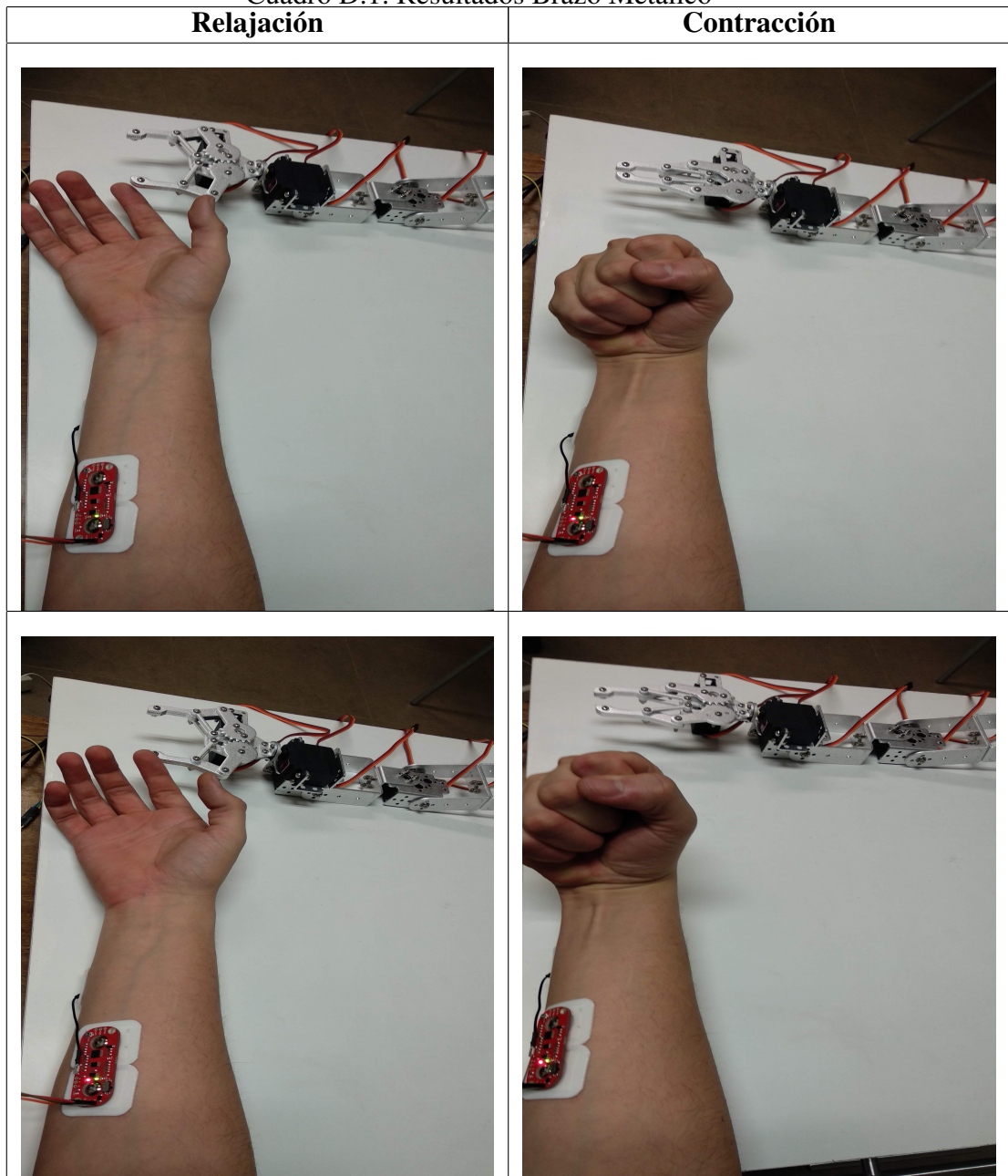
# **Evidencias pruebas con brazo metálico**

En este anexo se muestran las evidencias de la realización de las pruebas a cada sujeto de estudio utilizando un brazo metálico.

## D.1. Sujeto Número 1

Evidencia de las pruebas realizadas al primer sujeto utilizando el brazo metálico (Ver cuadro D.1).

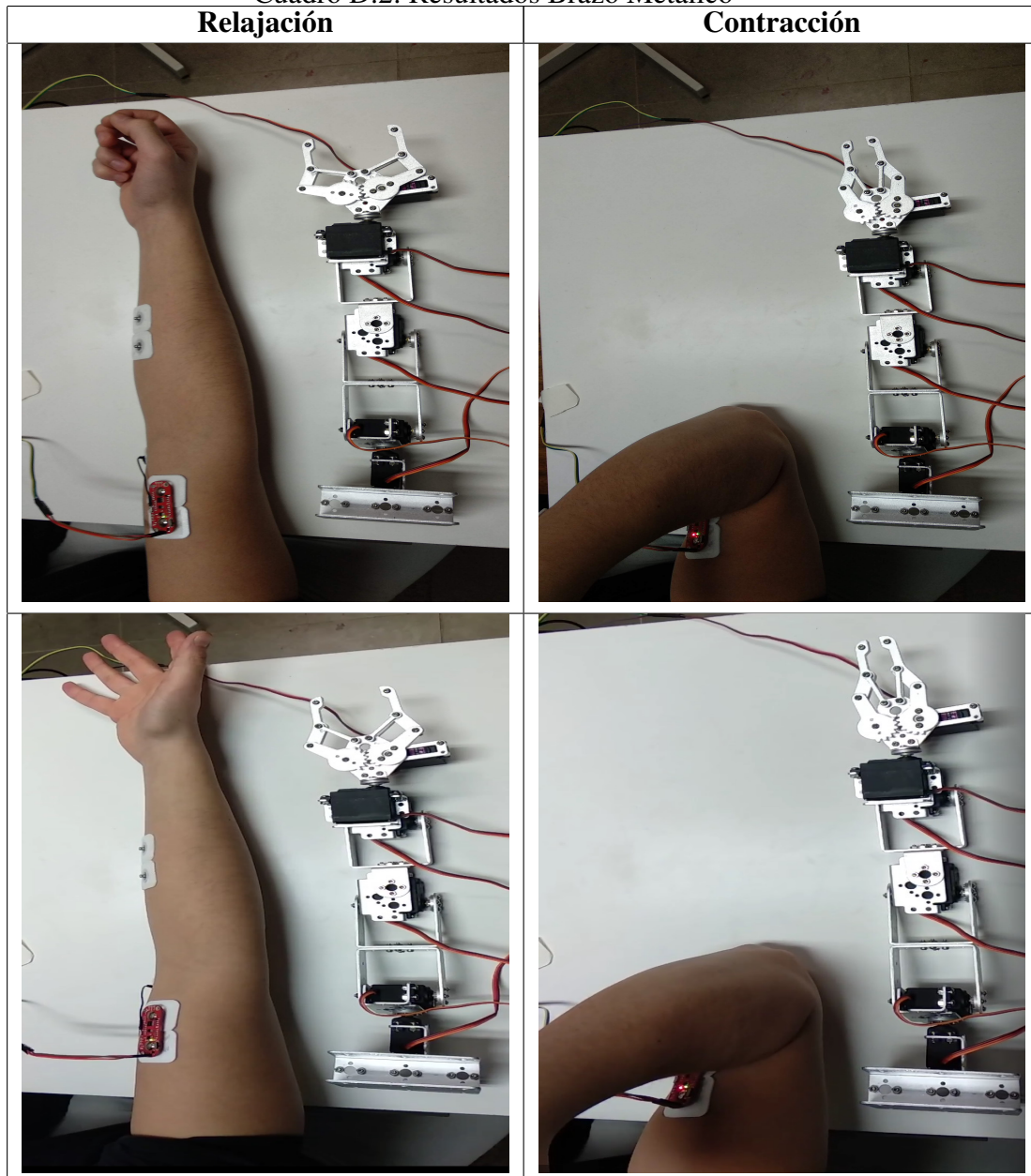
Cuadro D.1: Resultados Brazo Metálico



## D.2. Sujeto Número 2

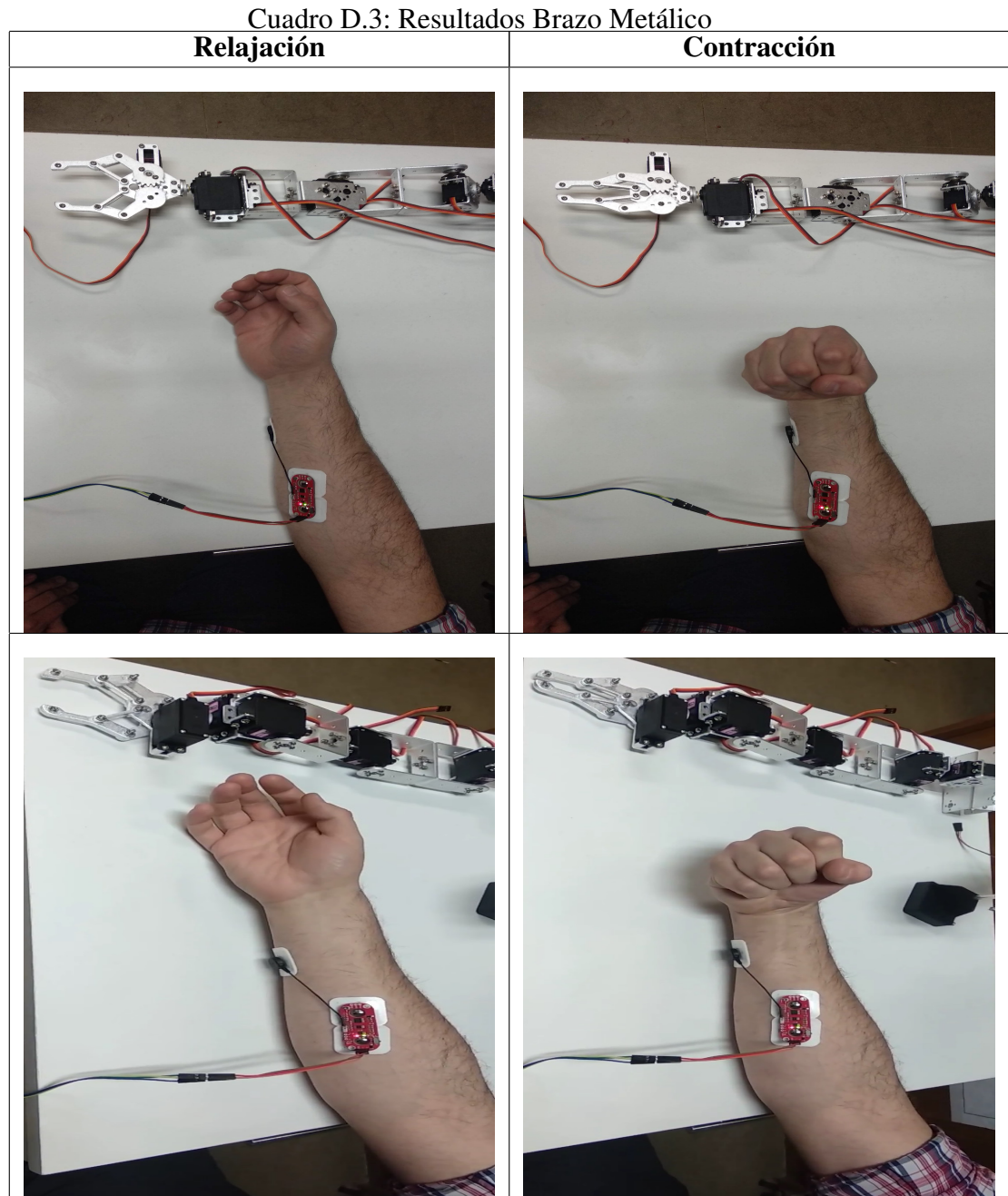
Evidencia de las pruebas realizadas al segundo sujeto utilizando el brazo metálico (Ver cuadro D.2).

Cuadro D.2: Resultados Brazo Metálico



### D.3. Sujeto Número 3

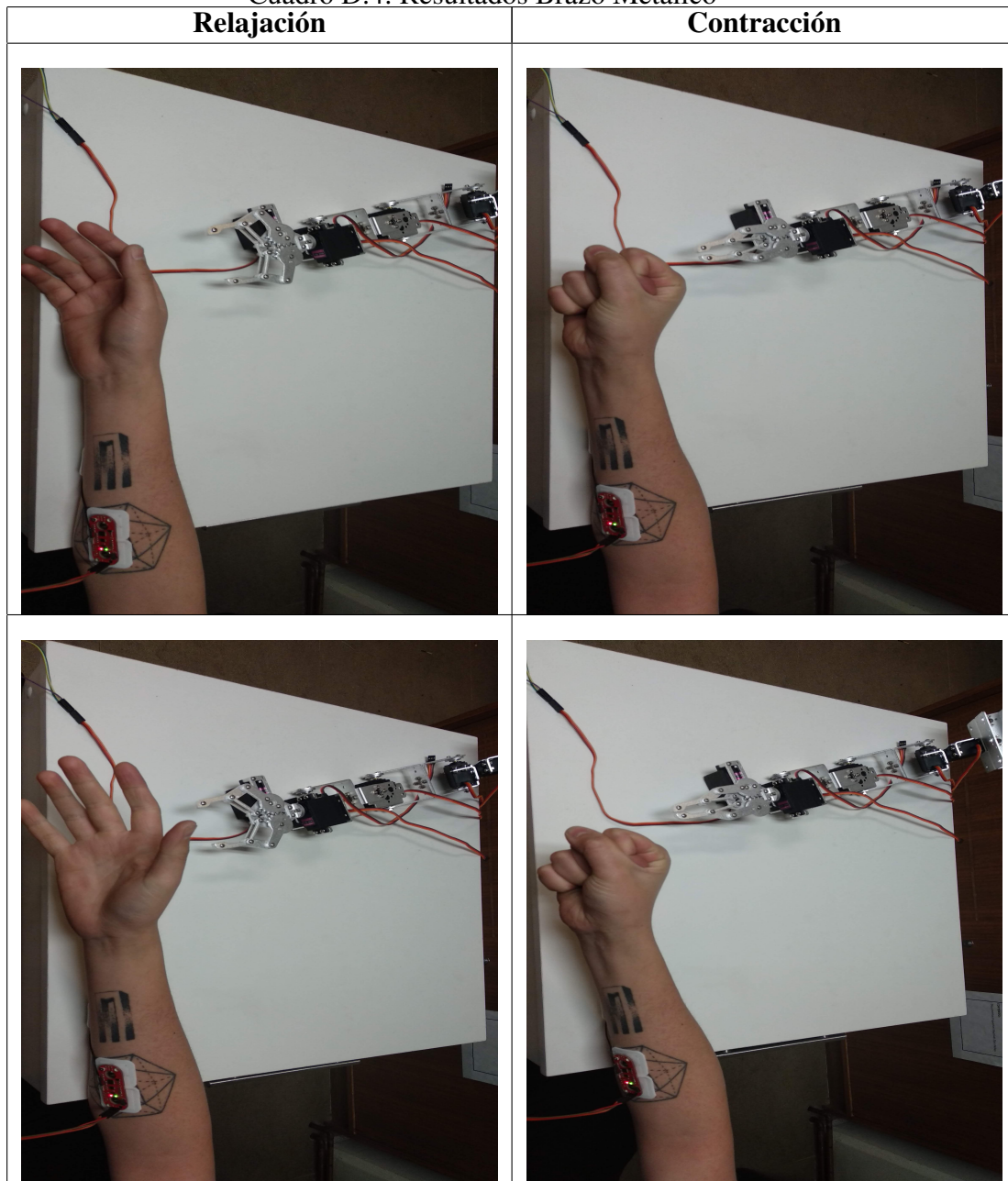
Evidencia de las pruebas realizadas al tercer sujeto utilizando el brazo metálico (Ver cuadro D.3).



## D.4. Sujeto Número 4

Evidencia de las pruebas realizadas al cuarto sujeto utilizando el brazo metálico (Ver cuadro D.4).

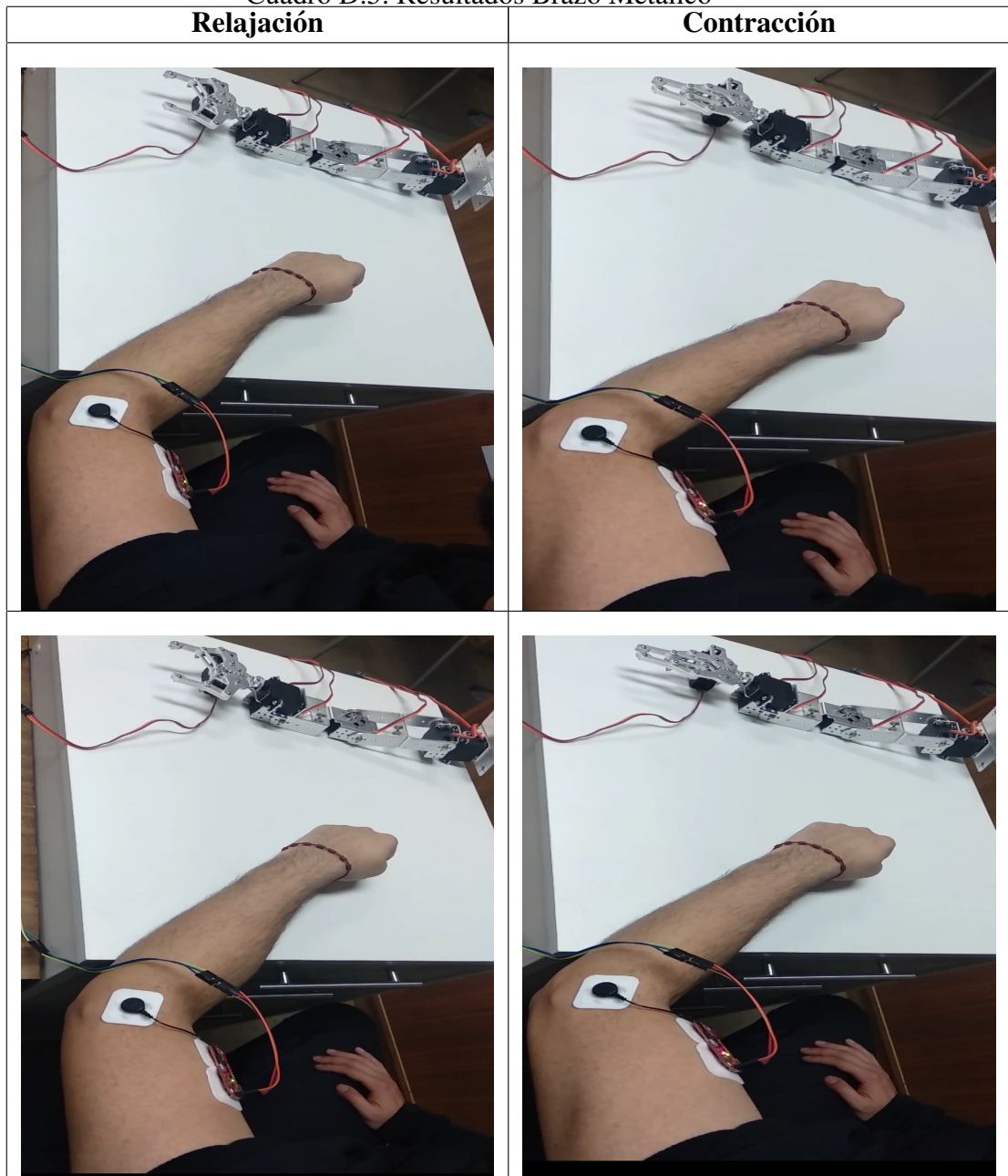
Cuadro D.4: Resultados Brazo Metálico



## D.5. Sujeto Número 5

Evidencia de las pruebas realizadas al quinto sujeto utilizando el brazo metálico (Ver cuadro D.5).

Cuadro D.5: Resultados Brazo Metálico



# **Anexo E**

## **Graficas pruebas**

En este anexo se muestran los gráficos obtenidos de los datos de entrada y salida del sistema obtenidos luego de realizar ambas pruebas en los sujetos.

## E.1. Sujeto Número 1

Figura (E.1) obtenido después de realizar las pruebas correspondientes en el primer sujeto.

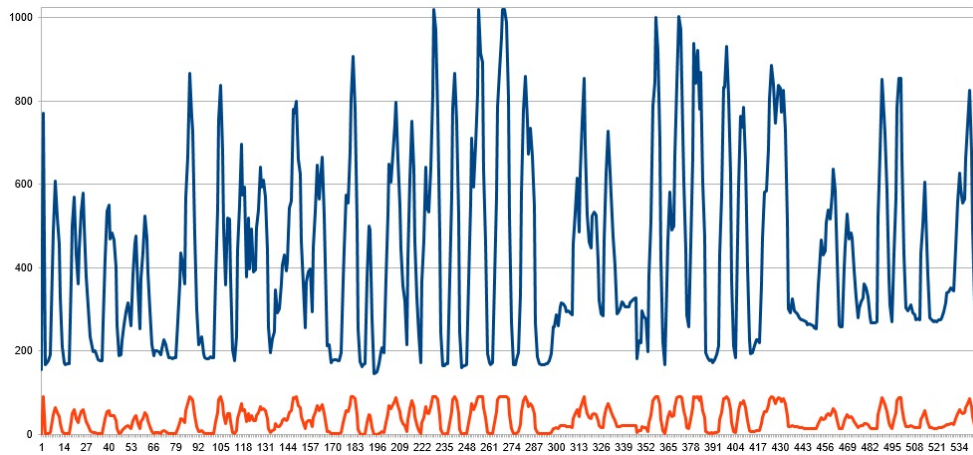


Figura E.1: Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul); Eje Horizontal: Cantidad de muestras

## E.2. Sujeto Número 2

Figura (E.2) obtenido después de realizar las pruebas correspondientes en el segundo sujeto.

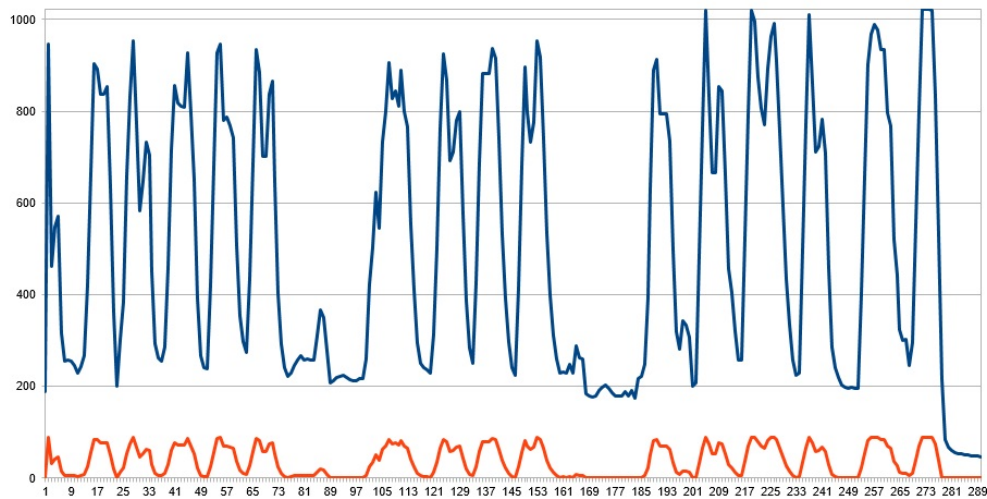


Figura E.2: Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul);Eje Horizontal: Cantidad de muestras

### E.3. Sujeto Número 3

Figura (E.3) obtenido después de realizar las pruebas correspondientes en el tercer sujeto.

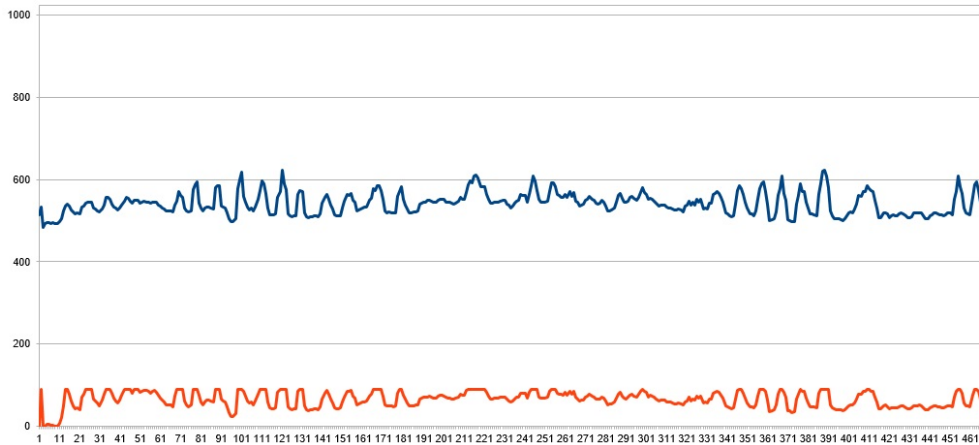


Figura E.3: Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul); Eje Horizontal: Cantidad de muestras

## E.4. Sujeto Número 4

Figura (E.4) obtenido después de realizar las pruebas correspondientes en el cuarto sujeto.

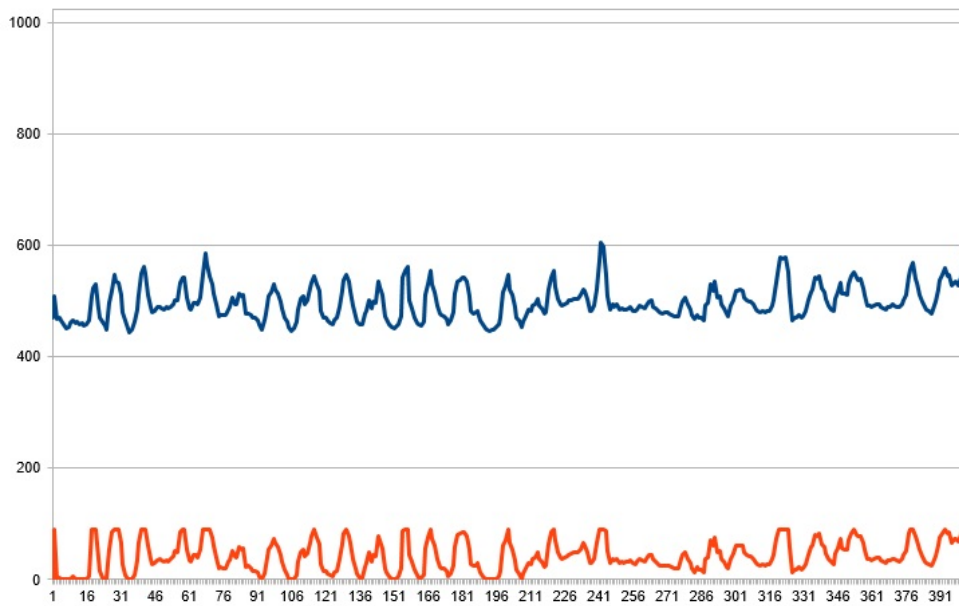


Figura E.4: Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul); Eje Horizontal: Cantidad de muestras

## E.5. Sujeto Número 5

Figura (E.5) obtenido después de realizar las pruebas correspondientes en el quinto sujeto.

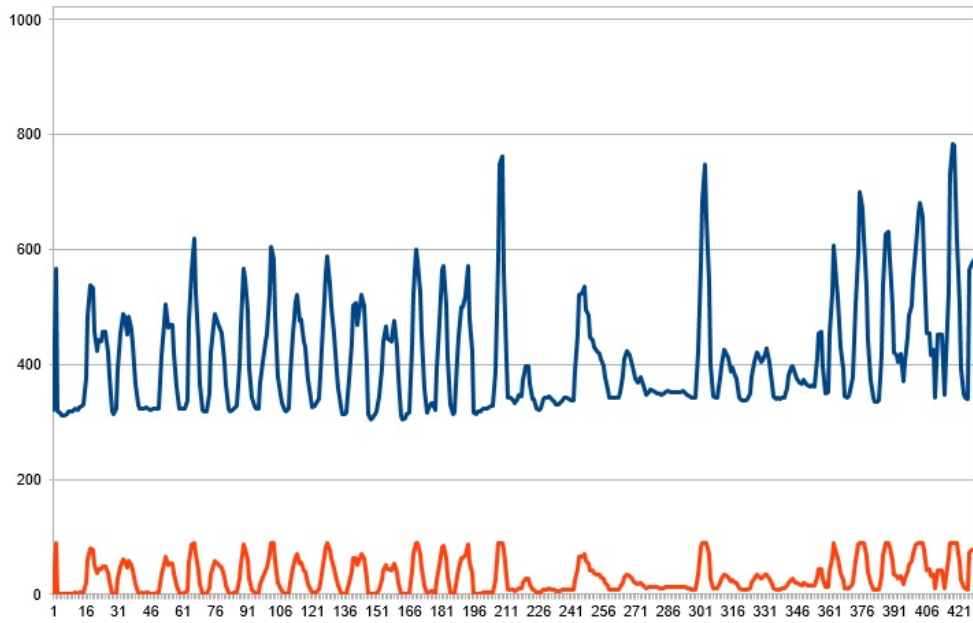


Figura E.5: Eje Principal: Amplitud del Pulso [0-1023] (Rojo); Eje Secundario: Ángulo de desplazamiento del actuador [0-90] (Azul); Eje Horizontal: Cantidad de muestras

## Referencias

- BBC. (2015). *La mano robótica que ganó los prestigiosos premios dyson*. Descargado de [https://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/08/150825\\_tecnologia\\_mano\\_robotica\\_premios\\_dyson\\_mes](https://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/08/150825_tecnologia_mano_robotica_premios_dyson_mes)
- Brazeiro, J., Petracchia, S., y Valdés, M. (2015). Mano Controlada por Señales Musculares. -. Descargado de <https://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2015/BPV15/BPV15.pdf>
- Breu, F., Guggenbichler, S., y Wollmann, J. (2008). *Fisiología Humana Tresguerras*. -. Descargado de <http://medcontent.metapress.com/index/A65RM03P4874243N.pdf>
- Cao, H., Sun, S., y Zhang, K. (2017). Modified EMG-based handgrip force prediction using extreme learning machine. *Soft Computing*, 21(2), 491–500. doi: 10.1007/s00500-015-1800-8
- Chen, C. L., Chen, T. R., Chiu, S. H., y Urban, P. L. (2017). Dual robotic arm “production line” mass spectrometry assay guided by multiple Arduino-type microcontrollers. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 239, 608–616. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.snb.2016.08.031> doi: 10.1016/j.snb.2016.08.031
- Dianceht. (s.f.). *Lista de precios*. Descargado de <http://www.manosydedos.com/precios.html>
- Dorador Gonzalez, J., Rios Murillo, P., Flores Luna, I., y Juarez Mendoza, A. (2005). “robótica y prótesis inteligentes” (Vol. 6). Descargado de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>
- Ehrampoosh, A., Yousefi-koma, A., y Ayati, M. (2016). Development of Myoelectric Interface Based on Pattern Recognition and Regression Based Models. -, 145–150.
- Evans, B. W. (2011). *Arduino Programming Notebook*. -, 1-45.
- Furukawa, J. I., Takai, A., y Morimoto, J. (2017). Database-driven approach for Biosignal-based robot control with collaborative filtering. *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 606–611. doi: 10.1109/HUMANOIDS.2017.8246934
- González Duque, R. (2000). Python para todos. *Web book*(6), 108. Descargado de <http://dspace.universia.net/handle/2024/919> doi: 10.1017/CBO9781107415324.004
- Herrador, R. E. (2009). Guía de Usuario de Arduino. *Universidad de Cordoba*, 1, 8–10.
- Kadav, A., y Swift, M. M. (2012). Understanding modern device drivers. *Proceedings of the seventeenth international conference on Architectural Support for Programming Languages and Operating Systems - ASPLOS '12*,

87. Descargado de <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2150976.2150987> doi: 10.1145/2150976.2150987
- Karabulut, D., Ortes, F., Arslan, Y. Z., y Adli, M. A. (2017). Comparative evaluation of EMG signal features for myoelectric controlled human arm prosthetics. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 37(2), 326–335. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2017.03.001> doi: 10.1016/j.bbe.2017.03.001
- Khan, M. H., Wajdan, A., Khan, M., Ali, H., Iqbal, J., Shahbaz, U., y Rashid, N. (2012). Design of low cost and portable EMG circuitry for use in active prosthesis applications. *2012 International Conference on Robotics and Artificial Intelligence, ICRAI 2012*, 204–207. doi: 10.1109/ICRAI.2012.6413389
- Kutilek, P., Mares, J., Hybl, J., Socha, V., Schlenker, J., y Stefek, A. (2017). Myoelectric arm using artificial neural networks to reduce cognitive load of the user. *Neural Computing and Applications*, 28(2), 419–427. doi: 10.1007/s00521-015-2074-x
- Liu, J. (2015). Adaptive myoelectric pattern recognition toward improved multifunctional prosthesis control. *Medical Engineering and Physics*, 37(4), 424–430. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.02.005> doi: 10.1016/j.medengphy.2015.02.005
- Lu, Z., yu Tong, R. K., Zhang, X., Li, S., y Zhou, P. (2018). Myoelectric Pattern Recognition for Controlling a Robotic Hand: A Feasibility Study in Stroke. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 9294(c). doi: 10.1109/TBME.2018.2840848
- Meattini, R., Benatti, S., Scarcia, U., De Gregorio, D., Benini, L., y Melchiorri, C. (2018). An sEMG-Based Human-Robot Interface for Robotic Hands Using Machine Learning and Synergies. *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*. doi: 10.1109/TCPMT.2018.2799987
- OPENSURG, C. (2013). *Robótica médica notas prácticas para el aprendizaje de la robótica en bioingeniería*. -.
- Puttasakul, T., Sangworasil, M., y Matsuura, T. (2015). Control System based on EMG Signal. -, 1–4.
- Raurale, S. A., y Chatur, P. N. (2014). Identification of real-time active hand movements EMG signals for control of prosthesis robotic hand. *2014 International Conference on Computation of Power, Energy, Information and Communication, ICCPEIC 2014*, 482–487. doi: 10.1109/ICCPEIC.2014.6915412
- Rogers, J. R. (2009). Low-cost teleoperable robotic arm. *Mechatronics*, 19(5), 774–779. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2009.03.004> doi: 10.1016/j.mechatronics.2009.03.004

- Rubini, A., y Corbet, J. (2005). *Linux Device Drivers*. -. Descargado de <http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=53-wm0d-BFwC&oi=fnd&pg=PR11&dq=Linux+Device+Drivers+2&ots=yuI9qBMprm&sig=11yHCWdvBbSIkOLFLFCmItmxYVM{\%}5Cnhttp://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Linux+device+drivers> doi: 10.1017/CBO9781107415324.004
- Sabade, S. S., y Walker, D. M. (2002). Evaluation of effectiveness of median of absolute deviations outlier rejection-based IDDQ testing for burn-in reduction. *Proceedings of the IEEE VLSI Test Symposium, 2002-January*, 81–86. doi: 10.1109/VTS.2002.1011115
- Senadis. (2004). *Primer estudio nacional de la discapacidad en Chile*. Ograma S.A.
- Senadis. (2016a). *Proceso de financiamiento ayudas técnicas 2017*. Descargado de [https://www.senadis.gob.cl/pag/386/1649/proceso\\_de\\_financiamiento\\_ayudas\\_tecnicas\\_2017](https://www.senadis.gob.cl/pag/386/1649/proceso_de_financiamiento_ayudas_tecnicas_2017)
- Senadis. (2016b). *Segundo estudio nacional de la discapacidad en Chile*. Feysler Ltda.
- Sharma, A., y Noel, M. M. (2012). Design of a low-cost five-finger anthropomorphic robotic arm with nine degrees of freedom. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 28(4), 551–558. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcim.2012.01.001> doi: 10.1016/j.rcim.2012.01.001
- Silberschatz, A., Galvin, P. B., y Gagne, G. (2005). *Operating System Concepts*. Wiley, 32, 575. Descargado de <http://www.inf.unideb.hu/~fazezasg/oktatas/Silberschatz/tm01-05.pdf> doi: 10.1016/0950-5849(90)90158-N
- Teletón. (2017). "presentan prótesis de brazo para niños "multifuncional" y de bajo costo". Descargado de <https://www.teleton.cl/noticias/presentan-protesis-de-brazo-para-ninos-multifuncional-y-de-bajo-costo/>
- Walpole, R., Myers, R., Myers, S., y Keying, Y. (2012). Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias. En *Journal of chemical information and modeling* (Vol. 53, p. 394-397). -. doi: 10.1017/CBO9781107415324.004
- Wang, J., Ren, H., Chen, W., y Zhang, P. (2015). A portable artificial robotic hand controlled by EMG signal using ANN classifier. *2015 IEEE International Conference on Information and Automation, ICIA 2015 - In conjunction with 2015 IEEE International Conference on Automation and Logistics*(37), 2709–2714.