



FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**Entrenador virtual y real de prótesis mioeléctrica de mano
derecha**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

Autores

JAIME SEBASTIÁN BURBANO VILLAVICENCIO

XAVIER ANDRÉS LARRIVA NOVO

Director

OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO

CUENCA- ECUADOR

2016

DEDICATORIA:

Este trabajo va dedicado en especial a mis padres Jaime y Lucia como símbolo de gratitud al apoyo incondicional que me han sabido dar a lo largo de mi vida, guiándome día a día y dando todo de su parte para hoy encontrarme donde estoy. A ellos, quienes son mí modelo a seguir.

A mis hermanos, quienes han estado siempre a mi lado ayudándome a superar los diferentes obstáculos que se han presentado durante esta etapa.

A Mariana González por ayudarme a ver siempre con ojos optimistas el futuro, alentándome a seguir luchando día a día hasta cumplir mis objetivos.

A mis grandes amigos que han estado presentes en todos los momentos buenos y malos a lo largo de mi vida y a quienes también les debo quien soy.

Jaime Burbano V.

DEDICATORIA:

Esta tesis de graduación se lo dedico principalmente a mis padres Álvaro y Cecilia, por el inmenso apoyo que me han venido brindado en estos años de vida, al ser mis referentes incondicionales en valores y profesionalmente; al brindarme la oportunidad cada día para culminar con gran ilusión esta etapa de mi vida.

A mis hermanos Sebastián y Ariana por sus palabras de aliento deseándome siempre éxitos y fortaleza cada día para seguir adelante.

A Alicia Cabrera por ser un apoyo incondicional, para formarme como una persona aguerrida a mis objetivos.

Cada meta es un reto, mientras más difícil sea el reto más grande es la gloria al alcanzarlo; gracias a todos por ser parte de mi vida.

Xavier Larriva N.

AGRADECIMIENTOS:

Agradecemos a la Universidad del Azuay por los años de estudio y las experiencias vividas en sus aulas. A nuestros maestros quienes han sabido impartir sus conocimientos de manera desinteresada y de la mejor manera para formarnos a lo largo de esta etapa, no solo como futuros profesionales sino también como personas de bien.

A nuestro director de tesis, Mst. Omar Alvarado, por su esfuerzo y dedicación. Quien con sus conocimientos, experiencia y motivación nos ha guiado para culminar nuestros estudios con éxito.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA:	i
AGRADECIMIENTOS:	iii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xvi
RESUMEN.....	xviii
ABSTRACT.....	xix
INTRODUCCIÓN	xx

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN A UN SISTEMA ENTRENADOR DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA..... 1

1.1. Prótesis humanas.....	2
1.1.1. Concepto	2
1.1.2. Tipos de prótesis	2
1.1.3. Historia de la protésica.....	11
1.2. Prótesis de mano	15
1.2.1. Concepto	15
1.2.2. Tipos de prótesis de mano.....	16
1.3. Prótesis de mano mioeléctrica en la actualidad.....	22
1.3.1. Prótesis de la Universidad Tecnológica Nacional.....	23
1.3.2. Prótesis de Southampton.....	23
1.3.3. Prótesis Michelangelo.....	24
1.3.4. Prótesis Bebionic.....	25
1.3.5. Prótesis i-Limb.....	26
1.4. Parámetros característicos de una prótesis mioeléctrica	27
1.4.1. Señales EMG	27
1.4.2. Electroodos	29
1.4.3. Ubicación de los electrodos	29

1.4.4.	Cuantificación de la señal EMG	35
1.4.5.	Procesamiento de la señal	35
1.4.6.	Análisis de las señales EMG.....	36
1.5.	Biomecánica de la mano	38
1.5.1.	Arquitectura de la mano.....	38
1.5.2.	Movimientos esenciales del pulgar respecto a la mano	41
1.5.3.	Grados de libertad de las articulaciones de la mano	44
2.6.	Entrenador virtual de prótesis mioeléctrica.....	46
2.6.1.	Estado del arte de entrenadores virtuales para prótesis mioeléctricas	47

CAPÍTULO II: DISEÑO DEL ENTRENADOR VIRTUAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO 53

2.1.	Adquisición de las señales EMG	53
2.1.1.	Amplificador bioinstrumental.....	55
2.1.2.	Filtrado analógico de la señal EMG.....	57
2.1.3.	Análisis muscular.....	60
2.2.	Acondicionamiento de la señal EMG	64
2.2.1.	Trasformada wavelet continua (CWT).....	65
2.2.2.	Trasformada wavelet discreta (DWT).....	66
2.3.	Procesamiento de la señal EMG	71
2.4.	Entrenador virtual de prótesis de mano.....	73
2.4.1.	Mano 3D	74
2.4.2.	LabVIEW Robotics.....	76
2.4.3.	Modelado de la mano.....	76
2.4.4.	Control del movimiento	80
2.4.5.	Ejercicios del entrenador virtual	81

CAPÍTULO III: IMPLEMENTACIÓN DEL ENTRENADOR REAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO 89

3.1.	Estructura prótesis mecánica.....	90
3.1.1.	Motor DC.....	92
3.1.2.	Sensores de fuerza.....	94
3.1.3.	Sensor efecto hall.....	97
3.2.	Hardware para el control de la prótesis.....	99
3.3.	Tarjeta NI MyRIO 1900.....	100
3.3.1.	ADC MyRIO 1900.....	102
3.4.	Software de adquisición.....	103
3.5.	Software de procesamiento y control.....	104
3.6.	Software del entorno virtual para el entrenador real.....	105

CAPÍTULO IV: PRUEBAS, ANÁLISIS Y RESULTADOS 108

4.1.	Registro del usuario en el sistema.....	108
4.2.	Selección muscular.....	110
4.3.	Posicionamiento de los electrodos.....	111
4.4.	Sistema de adquisición.....	113
4.5.	Señal EMG de control.....	116
4.6.	Entrenador virtual implementado.....	116
4.6.1.	Parámetros cuantificables de los ejercicios virtuales.....	117
4.6.2.	Sesiones de trabajo recomendadas.....	119
4.6.3.	Resultados de sesiones de entrenamiento.....	124
4.7.	Entrenador real implementado.....	142
4.7.1.	Circuito de control de Prótesis.....	142
4.7.2.	Acoplamiento de la prótesis al sistema.....	143
4.7.3.	Funcionamiento de la prótesis mediante señales EMG.....	145
4.8.	Hardware implementado para el entrenador.....	145

CONCLUSIONES	146
REFERENCIAS	149

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Prótesis auditivas removibles.	4
Figura 1.2: Prótesis auditivas implantables.....	4
Figura 1.3: Prótesis de válvulas cardiacas a) Prótesis Aórtica b) Mítral c) Prótesis.....	4
Figura 1.4: Prótesis dental removible.	5
Figura 1.5: Paciente con prótesis orbitofacial.	6
Figura 1.6: Prótesis maxilofacial.	7
Figura 1.7: Prótesis de cadera.	8
Figura 1.8: Niveles de amputación en miembro superior.	9
Figura 1.9: Prótesis Tras-humeral.	9
Figura 1.10: Prótesis trans-radial.	10
Figura 1.11: Prótesis parcial de Mano, dedos índice y anular.	10
Figura 1.12. "Le Petit Lorrain" prótesis de mano de hierro,	13
Figura 1.13: Prótesis de Miembro superior desarrollada en 1867 por Conde Beaford....	13
Figura 1.14: Prótesis de Mano Biónica	15
Figura 1.15: Prótesis de mano cosmética de tipo parcial de mano, mano completa y de codo.	16
Figura 1.16: Prótesis de mano neumática con aire comprimido.	17
Figura 1.17: Partes de una prótesis mecánica de miembro superior.	18
Figura 1.18: Prótesis de mano controlada por cable.	19
Figura 1.19: Prótesis de mano trans-humeral eléctrica.	20
Figura 1.20: Partes de una prótesis de mano mioeléctrica común.	21
Figura 1.21: Prótesis Híbrida.	21
Figura 1.22: Control de una prótesis motora mediante señales de ejecución	22

Figura 1.23: Prótesis desarrollada en la Universidad Tecnológica Nacional.....	23
Figura 1.24: Prótesis de mano Southampton sujetando de manera autónoma un objeto cilíndrico.....	24
Figura 1.25: Prótesis de mano Michelangelo.....	25
Figura 1.26: Prótesis de mano mioeléctrica Bebionic 3.....	26
Figura 1.27: Prótesis i-limb quantum, prótesis de mujer (izq.) y hombre (der.).....	27
Figura 1.28: Señal mioeléctrica.....	28
Figura 1.29: Señal mioeléctrica, potencia frente a frecuencia.	28
Biológica Porcinas.	5
Figura 1.30: Ubicación de los electrodos en el bíceps.....	31
Figura 1.31: Ubicación del electrodo en el trapecio.	33
Figura 1.32: Ubicación electrodo tríceps cabeza lateral y cabeza larga.	34
Figura 1.33: Ubicación del electrodo en pectoral	35
Figura 1.34: Arquitectura de la mano.	39
Figura 1.35: Separación de los dedos a voluntad.....	39
Figura 1.36: Aproximación de los dedos a voluntad.	40
Figura 1.37: Posición de los dedos de forma natural.	41
Figura 1.38: Ejes de los dedos con el puño cerrado.....	41
Figura 1.39: Movimiento de ante y retropulsión.....	42
Figura 1.40: Flexión metacarpofalángica del pulgar.....	42
Figura 1.41: Flexión intermetacarpofalángica del pulgar	43
Figura 1.42: Oposición del pulgar frente al dedo índice.....	43
Figura 1.43: Presión por oposición subterminal	44
Figura 1.44: Grados de libertad articulación metacarpofalángica.	44
Figura 1.45: Grados de libertad articulación interfalángica.....	45
Figura 1.46: Representación mecánica del trapeciometacarpiano	45
Figura 1.47: Representación mecánica del metacarpiano.	46
Figura 1.48: Aspecto visual del miembro superior virtualizado.....	48

Figura 1.49: Tipos de agarre del entrenador virtual 1) Agarre cilíndrico, 2) Agarre de pinza, 3) agarre de gancho.....	49
Figura 1.50: mano virtual desarrollada en la UNAM	50
Figura 1.51: mano virtual desarrollada en la UNAD, realizando paso a paso el movimiento de pinza bidigital	51
Figura 1.52: Virtu-limb siendo utilizado con una prótesis i-limb quantum.....	52
Figura 2.1: Amplificador instrumental de 3 opams.	54
Figura 2.2: Esquemático del INA128 y ecuación de ganancia.	55
Figura 2.3: Circuito de adquisición para señales ECG y EMG.....	56
Figura 2.4: Filtro Notch implementado en el sistema para la reducción del ruido eléctrico.	57
Figura 2.5 Diagrama de bode del circuito simulado.	58
Figura 2.6: Diagrama del circuito real obtenido mediante la tarjeta de adquisición MyDaq.....	58
Figura 2.7: A) Señal EMG sin eliminar banda de 60Hz. B) Señal EMG obtenida luego del filtro notch implementado.	59
Figura 2.8: Esquema del circuito de adquisición.	59
Figura 2.9: Placa del circuito de adquisición.	60
Figura 2.10: Programa diseñado para la obtención del espectro de frecuencias de una señal EMG.....	61
Figura 2.11: Muestra de frecuencia músculo bíceps.....	61
Figura 2.12: Muestra de frecuencia músculo tríceps.	62
Figura 2.13: Muestra de frecuencia músculo trapecio.	62
Figura 2.14: Muestra de frecuencia músculo pectoral derecho.....	62
Figura 2.15: Filtrado DWT de tercer nivel de una señal analógica.	69
Figura 2.16: Señal original vs DWT de 3er nivel.	70
Figura 2.17: Programa realizado para el filtrado wavelet de dos canales de adquisición para señales EMG.....	70

Figura 2.18: Configuración de la señal EMG del usuario para el músculo 1.	72
Figura 2.19: Programa de Configuración de la señal EMG para dos canales de adquisición.....	73
Figura 2.20: Modelado 3D de la mano a utilizar dentro del entrenador virtual.....	75
Figura 2.21: Importación de la mano virtual en formato .wrl al Robot Simulation Model Builder de Labview.	77
Figura 2.22: Ubicación de los sensores Interlink Electronics FSR.	77
Figura 2.23: Modelo físico de la mano virtualizada a utilizar en el entrenador virtual. ..	79
Figura 2.24: Programación básica necesaria para la manipulación de motores Hitechs HS400 virtuales.	80
Figura 2.25: Modelado físico y visual de la mano utilizada para el ejercicio 1.....	82
Figura 2.26: Apertura y cierre de la mano virtual mediante señales EMG mientras los indicadores se encuentran encendidos.....	82
Figura 2.27: Modelado de la mano virtual para el ejercicio dos.	83
Figura 2.28: Secuencia de funcionamiento del ejercicio dos.....	84
Figura 2.29: Modelado físico y visual de la mano virtual del ejercicio tres.	85
Figura 2.30: Funcionamiento secuencial del ejercicio tres.	85
Figura 2.31: Pantalla principal del Ejercicio cuatro.....	87
Figura 2.32: SubVI utilizado para la generación de un color aleatorio	87
Figura 3.1: Prótesis de mano derecha tipo pinza.....	90
Figura 3.2: Señal PWM generada para la apertura con ciclo efectivo de 50% y señal PWM con ciclo de 25% generada para el cierre de la prótesis.	91
Figura 3.3: Esquema del opto transistor 4n25 y circuito de acople.	92
Figura 3.4: Señal PWM MyRio vs salida 4N25.....	92
Figura 3.5: Circuito integrado L29	93

Figura 3.6: Sensor FSR 400 y Sensor FSR 402 [38]	94
Figura 3.7: Resistencia Vs Fuerza.....	94
Figura 3.8: Circuito de acoplamiento de los sensores FSR interlink Electronics.	94
Figura 3.9: Gráfica Vout vs Presión para diferentes valores de RM	95
Figura 3.10: Implementación de los sensores FSR interlink Electronics en la prótesis mioeléctrica.	95
Figura 3.11: Sensor de Efecto Hall Implementado.	96
Figura 3.12: Posicionamiento del sensor de efecto hall dentro de la prótesis.....	97
Figura 3.13: Circuito de acople del sensor de efecto Hall.	97
Figura 3.14: Hardware controlador de prótesis.....	98
Figura 3.15: Placa de control de la prótesis.	99
Figura 3.16: Esquema de los pines de conexión de la tarjeta MyRio 1900	100
Figura 3.17: Entradas analógicas en los conectores MXP y MSP.	101
Figura 3.18: Procedimiento para la adquisición de señales desde MyRIO en Labview.	102
Figura 3.19: Diagrama de flujo del software de procesamiento y control.	103
Figura 3.20: Diagrama de flujo de programa implementado para la manipulación simultanea de la mano virtual y la prótesis de mano real.....	105
Figura 3.21: Prótesis real sujetando un objeto.	106
Figura 4.1: Pantalla de registro del usuario para acceder al Entrenador.	108
Figura 4.2: Registro de actividad durante una sesión de trabajo.....	108
Figura 4.3: Programa para el registro de información de cada usuario.	109
Figura 4.4: Señal EMG obtenida de una contracción fuerte en el pectoral derecho del usuario 1 versus la del usuario 2, con ganancia 1.....	110
Figura 4.5: a) Señal EMG obtenida con un correcto posicionamiento de los electrodos b) señal muscular obtenida al situar los electrodos uno junto al otro c) señal EMG captada por la ubicación de electrodos demasiado distantes entre sí.....	110

Figura 4.6: Programa para el posicionamiento de los electrodos.....	112
Figura 4.7: Placa de adquisición de señales EMG implementada.	112
Figura 4.8: Diseño del conector realizado para los cables de adquisición.....	114
Figura 4.9: Conector impreso implementado en el sistema para la adquisición de señales EMG.	114
Figura 4.10: Contracción muscular en: a) Tríceps b) Bíceps c) Pectoral d) Trapecio. ...	115
Figura 4.11: Pantalla Principal del entrenador virtual de prótesis mioeléctrica diseñado.	116
Figura 4.12: Programación de la pantalla principal del entrenador virtual.	116
Figura 4.13: Resultados del ejercicio uno.	119
Figura 4.14: Resultados del ejercicio dos	119
Figura 4.15: Resultados del ejercicio tres	120
Figura 4.16: Resultados del ejercicio cuatro	120
Figura 4.17: Resultados del ejercicio uno	121
Figura 4.18: Resultados del ejercicio dos	121
Figura 4.19: Resultados del ejercicio tres	122
Figura 4.20: Resultados del ejercicio cuatro	122
Figura 4.21: Usuario uno realizando su primera sesión de trabajo.....	124
Figura 4.22: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el primer usuario.	124
Figura 4.23: Ejercicio dos correspondiente a las cuatro sesiones realizadas por el primer usuario.	125
Figura 4.24: Ejercicio tres correspondiente a las tres sesiones realizadas por el primer usuario	126
Figura 4.25: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el primer usuario.....	127
Figura 4.26: Usuario dos realizando su primera sesión de trabajo.	127

Figura 4.27: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario	128
Figura 4.28: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario	129
Figura 4.29: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario.	129
Figura 4.30: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario.	130
Figura 4.31: Usuario tres realizando su cuarta sesión de trabajo.	130
Figura 4.32: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario	131
Figura 4.33: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario	132
Figura 4.34: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario	132
Figura 4.35: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario	133
Figura 4.36: Usuario cuatro realizando su última sesión de trabajo.	134
Figura 4.37: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.	134
Figura 4.38: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario	135
Figura 4.39: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.	136
Figura 4.40: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.	136
Figura 4.41: Usuario cinco realizando su tercera sesión de trabajo.	137

Figura 4.42: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.	137
Figura 4.43: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.	138
Figura 4.44: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.	138
Figura 4.45: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.	139
Figura 4.46: Circuito de control de la prótesis real implementado.	140
Figura 4.47: Software de adquisición de los sensores.	140
Figura 4.48: Guante de silicón diseñado para la prótesis de mano tipo pinza.	141
Figura 4.49: A la izquierda de la imagen se muestra la mano de la persona y a la derecha la prótesis de mano implementada con guante.	141
Figura 4.50: Prótesis sujetando un objeto, comandada por señales EMG.	142
Figura 4.51: Hardware del Entrenador implementado.	142

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el bíceps [58].....	31
Tabla 1.2: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el trapecio descendente. [27].....	32
Tabla 1.3: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el tríceps. [27]	33
Tabla 1.4: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el pectoral. [27]	34
Tabla 2.1: Vin vs Vout según la ganancia del Amplificador Instrumental.	56
Tabla 2.2: Rangos de frecuencia obtenidos en el bíceps del brazo derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”	63
Tabla 2.3: Rangos de frecuencia obtenidos en el tríceps del brazo derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”	63
Tabla 2.4: Rangos de frecuencia obtenidos en el trapecio izquierdo, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”	64
Tabla 2.5: Rangos de frecuencia obtenidos en el pectoral derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”	64
Tabla 2.6: Tipos de juntas permitidas en el Robot Simulation Model Builder de LabView. [84]	78
Tabla 2.7: Motores virtuales implementados en la mano y su posicionamiento.	79
Tabla 2.8: Equivalencia de color respecto a la potencia de la señal EMG adquirida.	86

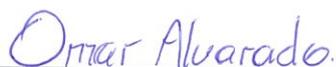
Tabla 3.1: Entradas A/D utilizadas de la tarjeta MyRio para la adquisición de sensores.	100
Tabla 4.1: Tiempo empleado por cinco usuarios para la realización de cinco sesiones de trabajo.....	118
Tabla 4.2: Muestra de usuarios a utilizar el entrenador virtual.....	123

ENTRENADOR VIRTUAL Y REAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DERECHA

RESUMEN

El proyecto realizado consiste en un entrenador de prótesis mioeléctrica de mano, el cual contiene cinco ejercicios que permiten al usuario desarrollar su capacidad de contracción muscular para la generación de señales mioeléctricas y mejorar el control de la prótesis mecánica. El entrenador posee un ambiente virtual que controla una mano 3D, la cual cumplirá con diferentes tareas gracias al entorno de simulación virtual LabView Robotics y una prótesis eléctrica de mano real controlada por el NI myRIO 1900. La activación de los movimiento de las manos de los dos ambientes son controlados mediante la señal captada del músculo y estos funcionan de manera simultánea. A través de la realización de sesiones de trabajo mediante los ejercicios propuestos se analiza la aptitud de una persona para el manejo de una prótesis mioeléctrica tipo pinza tridigital.

Palabras Clave: Biomedicina, Prótesis mioeléctrica, Entrenador de prótesis, Electromiografía EMG, LabView Robotics.



Omar Santiago Alvarado Cando

Director del Trabajo de Titulación



Jaime Sebastián Burbano Villavicencio



Hugo Marcelo Torres Salamea

Director de Escuela



Xavier Andrés Larriva Novo

Autores

VIRTUAL AND PHYSICAL TRAINER OF MYOELECTRIC RIGHT HAND PROSTHESIS

ABSTRACT

This project is about a myoelectric hand prosthesis trainer, which comprises five exercises that allow users to develop the ability for muscle contraction in order to generate myoelectric signals and improve the control of mechanical prosthesis. The trainer has a virtual environment that controls a 3D hand, which will perform different tasks thanks to LabVIEW Robotics Environment Simulator, and a physical hand electric prosthesis controlled by the NI myRIO 1900. The activation of the hands movement of the two environments is controlled by the signal captured from the muscle, operating simultaneously. The ability of a person to handle a three-digit type clip myoelectric prosthesis is analyzed through the implementation of working sessions through the proposed exercises.

Keywords: Biomedicine, Myoelectric Prosthesis, Prosthetic Trainer, EMG Electromyography, Labview Robotics



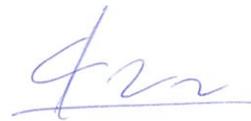
Omar Santiago Alvarado Cando
Thesis Director



Hugo Marcelo Torres Salamea
School Director



Jaime Sebastián Burbano Villavicencio



Xavier Andrés Larriva Novo

Authors



Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

Larriva Novo Xavier Andrés

Burbano Villavicencio Jaime Sebastián

Trabajo de Titulación

Ing. Omar Santiago Alvarado Cando. Mst.

Junio, 2016.

ENTRENADOR VIRTUAL Y REAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DERECHA

INTRODUCCIÓN

El mayor problema por el que pasan las personas que han sufrido una amputación de mano es la difícil adaptación al nuevo estilo de vida que deben llevar a causa de esta tragedia. Por más que en la actualidad se han hecho múltiples esfuerzos para realizar prótesis de mano sofisticadas que facilitan el nuevo estilo de vida de estas personas, aún resultan demasiado costosas e inaccesibles para la gran mayoría de los usuarios.

En el mejor de los casos, de poder realizarse la inversión necesaria para conseguir una prótesis; no siempre la persona logra ser apta para la utilización de la misma. Principalmente debido a deficiencias musculares que se producen según el tipo de amputación y zona afectada. Otro factor que influye notoriamente es el largo tiempo de entrenamiento requerido para lograr un buen manejo de la misma. Motivo por el cual muchos usuarios no llegan a utilizar regularmente sus prótesis ya que la satisfacción obtenida por esta no compensa el esfuerzo de aprendizaje necesario para su uso. Estos aspectos descritos provocan que la compra de la prótesis resulte como un desperdicio de dinero para la persona amputada.

Por estos motivos se ha implementado un entrenador de prótesis mioeléctrica de mano. El cual mediante ejercicios interactivos desarrollados en LabView permite a los usuarios mejorar su capacidad de generación de señales EMG adecuadas, permitiendo controlar una mano virtualizada y posteriormente una prótesis mioeléctrica de mano tipo pinza tridigital.

En el presente trabajo se muestra el procedimiento realizado para la implementación del entrenador virtual y real, además de su funcionamiento y los resultados obtenidos mediante el mismo.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN A UN SISTEMA ENTRENADOR DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA

En este capítulo se realizará un recorrido general por los diferentes conceptos necesarios para comprender el trabajo a desarrollarse posteriormente. Es así que antes de llegar a entender en que consiste un entrenador virtual para prótesis mioeléctrica será necesario conocer que son las prótesis, cuál es su funcionalidad y los tipos que existen actualmente, así como también las características de las diferentes prótesis de miembro superior que existen hoy en día. De igual manera será importante conocer acerca de la biomecánica y arquitectura de la mano humana, pues en base a los movimientos naturales que esta realiza se desprenden varias consideraciones al momento de desarrollar una prótesis y también un entrenador virtual. Posteriormente se tratará más a detalle las prótesis mioeléctricas. Aspectos como su funcionamiento, evolución y capacidades actuales, así como también la adquisición, caracterización y análisis de las señales musculares que las comandan son temas que serán abarcados a lo largo de este capítulo. Finalmente se enseñarán las características que debe poseer un entrenador virtual y se mostrarán algunos trabajos realizados en el tema alrededor del mundo, obteniendo así una idea general de las especificaciones con las que deberá contar el entrenador a desarrollarse.

1.1. Prótesis humanas

1.1.1. Concepto

Una prótesis puede ser definida como una extensión artificial del cuerpo, la cual sustituye a otra que por algún motivo se haya perdido, ya sea por amputación o agenesia¹ (Villalobos & Jesús, s. f.). Cuyo objetivo principal es el de remplazar o mejorar las funciones realizadas por la parte faltante, o en su defecto satisfacer la mayor cantidad de funciones posibles que se hayan perdido (Sandoval, 2011). Claros ejemplos de esto se aprecian en las prótesis de brazo, pierna, las prótesis dentales, las de cadera, entre otras.

Existen también prótesis que se fabrican únicamente con fines estéticos para cubrir partes del cuerpo que haya perdido la persona, por ejemplo las prótesis de mano cosméticas, las prótesis oculares de vidrio, las prótesis faciales, etc.

1.1.2. Tipos de prótesis

Existen varios tipos de prótesis que se han desarrollado para cumplir diferentes propósitos conforme la tecnología y la medicina humana han avanzado. Estas se clasifican de muchas maneras dependiendo de su ubicación. Sin embargo, comenzando desde un punto de vista general, se dividen en dos grandes grupos: Las prótesis externas y las prótesis internas.

Una prótesis externa es toda aquella que se utiliza para remplazar una parte exterior del cuerpo humano, ya sea una oreja, un brazo, un pie, una mano, prótesis de dedos, dientes, etc. De aquí se desprenden las prótesis de extremidades, las cuales a su vez se dividen en prótesis de miembro superior e inferior, que serán analizadas más adelante (Lanza, 2006).

Una prótesis interna por otra parte se considera como todo elemento artificial que se introduce o tiene lugar dentro del organismo de la persona, dentro de ellas quizá las más importantes sean las prótesis de válvulas cardíacas, las prótesis de cadera o las

¹ Agenesia: Desarrollo defectuoso de un miembro

maxilofaciales (Lanza, 2006). A continuación se realiza un breve recorrido por las prótesis mayormente utilizadas en la actualidad.

1.1.2.1. Prótesis auditiva

Las prótesis auditivas se pueden definir como cualquier instrumento que se coloca en el oído con el fin de suplir artificialmente una pérdida auditiva. (Herrero, 2006) Estas pueden ser removibles, véase figura 1.1 como el caso de los audífonos comunes o implantados mediante cirugía como las cocleares² (Ribalta, 2009). Ver figura 1.2.

El desarrollo de aparatos de este tipo data desde hace muchos años atrás, cuando las personas en la edad antigua utilizaban cuernos provenientes de animales principalmente para colocárselo en su oído con el fin de escuchar debido a que estos elementos concentraban el sonido y lo dirigían hacia su canal auditivo. Con el pasar de los años estos elementos se fueron modificando y en la actualidad se tienen dispositivos electrónicos tan pequeños como el grano de arroz, que son capaces de amplificar el sonido de una manera excepcional, permitiendo a muchas personas recuperar su audición en porcentajes muy satisfactorios (Bacigalupo, 2006).



Figura 1.1: Prótesis auditivas removibles.

Fuente: (IDAL, 2014)

² Prótesis cocleares: Son prótesis que se implantan en el oído para realizar el trabajo de la cóclea (oído interno), proporcionando señales sonoras al cerebro.



Figura 1.2: Prótesis auditivas implantables.
Fuente: (IDAL, 2014)

1.1.2.2. Prótesis cardíacas

Son elementos artificiales concebidos para remplazar una válvula cardíaca humana que ha sido atrofiada por algún tipo de accidente o enfermedad que haya sufrido la persona. Aunque también el envejecimiento genera lesiones degenerativas en las válvulas del corazón. Este tipo de prótesis constan de un orificio a través del cual fluye la sangre y de un mecanismo ocluidor que cierra y abre dicho orificio. Las válvulas que se sustituyen con mayor frecuencia son la mitral y la aórtica, en ocasiones poco comunes se realiza una sustitución de la válvula tricúspide y en casos excepcionales la pulmonar. Existen dos clases de válvulas protésicas, las prótesis mecánicas y las válvulas biológicas también conocidas como bioprótesis (Alvarez, 2004) (Maroto, s. f.). Ver figura 1.3.

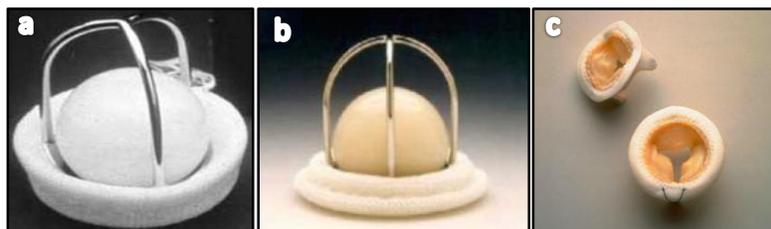


Figura 1.3: Prótesis de válvulas cardíacas (Alvarez, 2004) a) Prótesis Aórtica. b) Mitral. c) Prótesis Biológica Porcina.

Fuentes: (Alvarez, 2004), (Maroto, s. f.)

1.1.2.3. Prótesis dental

Una prótesis dental como la de la figura 1.4. Consiste en un elemento artificial que se destina para corregir la anatomía de una o varias piezas dentales que se hayan perdido. Restaura además la relación entre los maxilares y repone los dientes (Lucas et al., 2010). Hay prótesis fijas y removibles que son hechas con materiales acrílicos y resina, plásticos especiales y metales ligeros (Corega, s. f.).

El objetivo principal de este tipo de prótesis es la de recuperar la funcionalidad de la boca, es decir busca lograr una masticación eficaz y una fonética adecuada para que la prótesis no afecte en la comunicación de la persona ni tampoco al momento de la respiración. Por tal motivo es que las prótesis dentales se realizan de manera personalizada, según la información brindada por el odontólogo para cada uno de sus pacientes (Lucas et al., 2010).



Figura 1.4: Prótesis dental removible.
Fuente: (Lucas et al., 2010)

1.1.2.4. Prótesis faciales

Las prótesis faciales, también conocidas como prótesis de cara son elementos creados y adaptados para cada individuo, quién sufre de un defecto facial de origen traumático, oncológico, por quemaduras o congénito (Gutierrez, 2009). El objetivo principal de este tipo de prótesis es netamente mantener la estética de la persona quien las use.

Las prótesis faciales que se utilizan en la actualidad son de oreja, nariz, mentón, pómulos, mandíbula, cejas, ojos y de párpados (Monreal, 2011). Estas son realizadas generalmente a base de silicón debido a la baja posibilidad a alergias que este presenta. Además para su elaboración se requiere de conocimientos en arte y pintura como también anatomía, pues la idea principal de este tipo de prótesis es que la persona recupere su estética, ver figura 1.5. (Coelho, Vedovatto, Quinelli, Matida, & Gennari, 2009). En general se utilizan cuando no se es posible realizar una reconstrucción quirúrgica ya que esta opción en ocasiones puede aumentar la morbilidad, expone a otras complicaciones al paciente o simplemente presenta resultados poco satisfactorios (Gutierrez, 2009) (Sosa, Torres, Garita, Gonzalez, & García, 2008).



Figura 1.5: Paciente con prótesis orbito facial.

Fuente: (Sosa et al., 2008)

1.1.2.5. Prótesis maxilofaciales

Una prótesis maxilofacial es utilizada en pacientes que hayan perdido alguna estructura intraoral o extraoral por defectos congénitos, accidentes o intervenciones quirúrgicas. Su uso se realiza para ofrecer a la persona la oportunidad de recobrar las funciones propias de la cavidad oral, como también recuperar la estética de la mismo (Carmona, Robles, Flores, & Hernandez, 2010) (Castillo, 2009). Véase figura 1.6.



Figura 1.6: Prótesis maxilofacial.

Fuente: («Implantación de Prótesis Maxilofacial», s. f.)

1.1.2.6. Prótesis ortopédicas

Las prótesis ortopédicas son todas aquellas que se utilizan para corregir o evitar alguna deformidad del cuerpo humano de una manera artificial. Estas solucionan muchas de las funciones biomecánicas de las personas que las usan. Las prótesis de miembro inferior o de miembro superior son claros ejemplos de este tipo de elementos.

1.1.2.7. Prótesis de miembro Inferior

Prótesis de miembro inferior Son todas aquellas que se utilizan para remplazar la función realizada por cualquier parte del cuerpo comprendida entre la cadera y la parte distal del pie (Lanza, 2006). Su clasificación depende directamente del lugar anatómico donde se localice la pérdida o disfuncionalidad del cuerpo.

Prótesis Parcial de pie: Se localiza entre el tobillo y la parte distal de los dedos (Villalobos & Jesús, s. f.).

Prótesis de tobillo: Como su nombre lo indica, esta prótesis se utiliza para remplazar la articulación del tobillo (Girard, 2008).

Prótesis trans-Tibial: Situada entre la rodilla y el tobillo.

Prótesis de rodilla: Reemplaza la articulación de la rodilla (Villalobos & Jesús, s. f.).

Prótesis trans-femoral: Son las prótesis que se implantan entre la cadera y la rodilla (Girard, 2008). Estas prótesis están compuestas por 5 elementos: suspensión, socket, rodilla, pilar y pie (F. Hernandez, 2008).

Prótesis de cadera: El uso de esta prótesis permite sustituir una de las dos superficies articulares que se encuentran en la zona de la cadera (la cabeza y el acetábulo). En ciertos casos incluso se sustituyen ambas. Se componen de una cabeza y un cuello, similar al fémur («La Prótesis de Cadera», s. f.). Ver figura 1.7.



Figura 1.7: Prótesis de cadera.

Fuente: («La Prótesis de Cadera», s. f.)

1.1.2.8. Prótesis de miembro superior

Este tipo de prótesis es utilizada para reemplazar la totalidad o una parte del brazo de la persona afectada, Existen varios tipos según la amputación que tenga el paciente y zona a implementar la misma, véase figura 1.8.

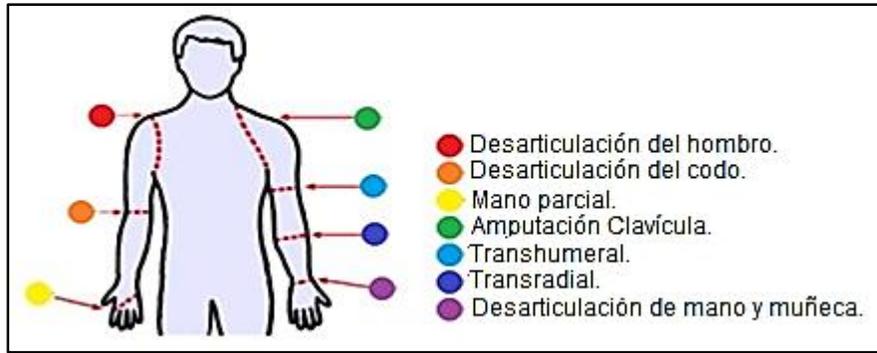


Figura 1.8: Niveles de amputación en miembro superior.

Fuente: (Sospedra, 2015)

Tipos de prótesis de miembro superior

Prótesis de hombro: Como su nombre lo indica es utilizada para reemplazar y cumplir las funciones de la articulación del hombro (Lanza, 2006). La unidad de prótesis que se sitúa en el hombro suele ser de tipo rotula o de frotamiento (superficies planas) (Serra, s. f.).

Prótesis trans-humeral: Se sitúa entre la articulación del hombro y la del codo. Un ejemplo de este tipo de prótesis es la que se aprecia en la figura 1.9 (Diaz, 2008).



Figura 1.9: Prótesis Tras-humeral.

Fuente: (Diaz, 2008)

Prótesis de codo: Se sitúa en la articulación del codo.

Prótesis trans-radial: Entre la articulación del codo y la muñeca. Se puede subdividir en corta, media o larga. En la figura 1.10 se puede apreciar una prótesis trans-radial media (Lanza, 2006)(Sullcahuamán, 2013).



Figura 1.10: Prótesis trans-radial.
Fuente: (Lanza, 2006)

Prótesis de muñeca: Cuando la amputación es entre los carpos y el radio (Sullcahuamán, 2013).

Prótesis parcial de mano: Situada entre la articulación de la muñeca y la parte distal de la mano. Esta puede ser total o parcial, véase figura 1.11, se puede dividir en: amputación de pulgar, de uno o varios de los otros cuatro dedos, amputación de los dedos 2° al 5° y niveles transmetacarpianos distal y proximal (Lanza, 2006) (Serra, s. f.).



Figura 1.11: Prótesis parcial de Mano, dedos índice y anular.
Fuente: (Lanza, 2006)

1.1.3. Historia de la protésica

El uso de prótesis en la historia de la humanidad data desde hace miles de años antes de Cristo, pues la amputación es un tema que ha acompañado al hombre a lo largo de su existencia. Las primeras prótesis de miembro superior en un inicio no eran más que pedazos de madera, las cuales funcionaban como ganchos, que se sostenían con hilos de cuero desde el hombro de la persona y le ayudaban a alcanzarle o sostener determinados objetos de manera fija. Con el tiempo y el desarrollo de las diferentes culturas estas prótesis se fueron modificando para permitir mayor movilidad y libertad para la persona.

Aunque no existe una fecha exacta para determinar el momento en el que comenzó a utilizarse estos elementos, uno de los primeros registros se encontró en Egipto, donde se halló una prótesis de miembro superior que data del 2000 A.C. Esta fue encontrada en una momia sujeta al antebrazo de la misma por un cartucho adaptado al mismo (Sandoval, 2011).

Con el surgimiento de las grandes civilizaciones egipcia, griega y romana se dieron significantes pasos en el campo de la medicina, y por ende también en el de la protésica. (HISTORIA CLASICA, 2007) En Egipto se desarrollaron prótesis con fibras que datan desde 1295- 664 tanto de miembro superior como de inferior. (Girard, 2008) (Diaz, 2008) Por otra parte en Italia entre 218 y 210 A.C., durante la Segunda Guerra Púnica, el general romano Marcus Sergius fabricó una mano de Hierro para él, la cual le permitía sostener su espada. Está es considerada como una la primera prótesis de mano registrada elaborada en hierro (Dorador, 2004) (Espinoza, Espinoza, & Montellano, 2012). Mientras que en Grecia la utilización de prótesis se ve reflejada hasta en su mitología, donde al nieto de Zeus la diosa de la agricultura, Remeter lo revivió y le dio un brazo hecho de marfil (Norton, 2007).

En la edad media los avances en el campo de la protésica fueron mínimos, pues además de las los conocidos ganchos de mano, las prótesis que se realizaban se utilizaban mayormente para cubrir deformidades o heridas de batallas en los caballeros para que estos puedan sostener sus escudos o montar en sus caballos, sin embargo estas no tenían un fin funcional (Girard, 2008). Quizá uno de los ejemplos más relevantes en esta etapa de la historia es la mano Alt Ruppín, una prótesis de mano elaborada en hierro para los caballeros del siglo XV («Reseña Histórica de las Prótesis», s. f.) (J. L. Loiza, 2012).

El Renacimiento estuvo marcado por el resurgimiento de la ciencia, el arte, la filosofía y también la medicina. Durante este periodo el campo de la protésica también tuvo grandes avances, pues se retomaron las prótesis desarrolladas anteriormente y se les dio un enfoque mucho más funcional, llegando a desarrollarse elementos muy complejos y sorprendentes. Un claro ejemplo de esto es el mercenario alemán, Knighth Gotz von Berlichingen. Quién usó una prótesis de brazo que pesaba alrededor de 1,4 Kg (Diaz, 2008) la cual le permitía mover las articulaciones de manera independiente, además esta se doblaba y flexionaba a través de unas tiras de piel (Espinoza et al., 2012). Posteriormente el francés Ambroise Paré introdujo el uso de resortes y agarraderas para cumplir con funciones de agarre en una mano y desarrolló la prótesis conocida como “Le Petit Lorrain”, (Girard, 2008) véase figura 1.12. La cual representa un gran hito en la historia de la protésica por las características mecánicas que poseía para cumplir con su propósito. Esta mano mecánica permitía abrir y cerrar los dedos presionando o traccionando, además de un control de palanca que permitía a la persona que la usaba la flexión o extensión a nivel del codo (Sandoval, 2011). Paré además desarrolló la primera mano estética de cuero, impulsando la utilización de nuevos materiales para el diseño de prótesis de miembro superior (Dorador, 2004).



Figura 1.12. "Le Petit Lorrain" prótesis de mano de hierro
Fuente: (Al-Baker, 2013).

En el siglo XIX, a partir de la mano de Paré, se emplea el cuero y se comienza a utilizar los polímeros naturales, además de mantener el uso de la madera para la fabricación de prótesis. Además los resortes son utilizados para la transmisión de fuerza al momento de la sujeción. Dentro de este contexto, el alemán Peter Beil diseña una prótesis de miembro superior, capaz de abrir y cerrar los dedos, pero controlada por movimientos del tronco y del hombro. Esta es la primera prótesis topropulsada que se conoce [16]. Posteriormente Van Petersen introduce a su prótesis el movimiento de flexo-extensión, con lo cual obtiene un sistema de autopropulsión. Luego de unos años Conde Beafort desarrolla un brazo con flexión en la articulación del codo, la cual es activada mediante una palanca cercana al tórax. Esta mano poseía un pulgar móvil, (Sandoval, 2011) mismo que se aprecia en la figura 1.13.

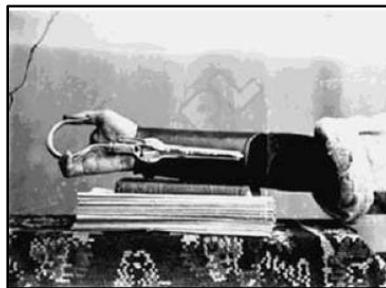


Figura 1.13: Prótesis de Miembro superior desarrollada en 1867 por Conde Beafort.
Fuente: (Sandoval, 2011)

Debido a la Guerra Civil Estadounidense, la cantidad de amputados se incrementaba de manera considerable, llegando a los 30 000 amputados, motivo por el cual el Gobierno prometió a cada uno de ellos prótesis. Hecho que provocó un gran crecimiento de las empresas manufactureras de prótesis de la época (Girard, 2008) (Diaz, 2008). Desarrollando grandes avances en cuanto a los materiales que se utilizaban para realizar las prótesis. Volviéndolas más livianas y manejables.

En los años 1900's, luego de la Primera Guerra Mundial se crea la Asociación Americana de Prótesis y Órtesis, la cual representa la más grande contribución en la historia al campo de la protésica. En 1912 se fabrica el "Hook", una mano capaz de abrirse y cerrarse mediante movimientos generados por la cintura escapular (Brito, Quinde, Cusco, & Calle, 2013). Sin Embargo no es hasta la Segunda Guerra Mundial donde efectivamente se realizan grandes esfuerzos para mejorar las prótesis que se disponían hasta ese momento, utilizando lo último en medicina e ingeniería. A partir de aquí se introduce el soporte hidráulico en 1960 (Girard, 2008), mismo año en el que en Rusia aparece la primera prótesis mioeléctrica, la cual consiste en una prótesis de mano controlada por impulsos eléctricos generados en nuestro cuerpo debido a las contracciones musculares (Rodríguez Doncel, 2001). Está en un principio era limitada únicamente realizar movimientos de apertura y cierre del tipo pinza, ejerciendo presión de hasta 2 kilogramos fuerza. Luego aparecen las prótesis endoesqueléticas e incluso se desarrolla la piel sintética (F. Hernandez, 2008) (J. L. Loaiza, 2012) (J. Loaiza & Arzola, 2011a).

En la última década se han desarrollado prótesis especializadas para cada paciente en base a sus capacidades y sus diferentes necesidades, logrando elementos sumamente complejos que logran sustituir casi en su totalidad las funciones que normalmente cumple la parte perdida, ver figura 1.14. En cuanto a los materiales utilizados, las prótesis son fabricadas a base de aluminio y fibra de carbono (Villalobos & Jesús, s. f.), haciéndolas más flexibles y resistentes, pero sobretodo livianas. Las prótesis de miembro superior más avanzadas con las que se cuenta hoy en día son i-limb y Michelangelo.



Figura 1.14: Prótesis de Mano Biónica.

Fuente: (Villalobos & Jesús, s. f.)

1.2. Prótesis de mano

1.2.1. Concepto

Antes de introducir un concepto de prótesis de mano es importante conocer a breves rasgos las funciones principales que posee la mano humana. Esta realiza principalmente dos, una de ellas es el tacto, para sentir superficies, temperatura, viscosidad, etc. y la segunda función es la de ejercer presión mediante los dedos para sostener diferentes tipos de objetos (Dorador, 2004) (J. Loaiza & Arzola, 2011). Dentro de este contexto cabe también recalcar la importancia del dedo pulgar para cumplir con estas funciones, pues sin este la capacidad funcional de la mano se reduciría a un 40 % aproximadamente (J. Loaiza & Arzola, 2011) (Belter & Dollar, 2011).

Una vez considerados estos aspectos se puede definir a una prótesis de mano como un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar alguna de las funciones con las que cumple la mano dentro de la vida diaria de una persona. Una prótesis de este tipo colabora también con el desarrollo psicológico de quién la utiliza, pues crea una percepción de totalidad para la persona al recobrar la movilidad de su mano («Reseña Histórica de las Prótesis», 2007).

1.2.2. Tipos de prótesis de mano

1.2.2.1. Cosméticas

Se las conoce también como prótesis pasivas o estéticas (Placido da Silva, Fred, & Martins, 2014). Son prótesis que carecen de movimiento y funcionalidad, de este hecho proviene su nombre, pues son utilizadas únicamente con fines estéticos para cubrir la amputación que ha sufrido la persona y así simular el miembro faltante, dando al paciente una apariencia natural (Sullcahuamán, 2013). Se elaboran con materiales como PVC rígido, látex flexible o silicona, los cuales se caracterizan por ser muy livianos (Brito et al., 2013). Este tipo de prótesis son fabricadas en tamaños predeterminados y poseen un bajo costo de adquisición, además de un fácil mantenimiento (Sospedra, 2015) (I. Flores & Juárez, s. f.). Ver figura 1.15.



Figura 1.15: Prótesis de mano cosmética de tipo parcial de mano, mano completa y de codo.

Fuente: (Brito et al., 2013).

1.2.2.2. Neumática

Son manejadas por compresión de ácido carbónico, lo cual entrega a la prótesis una gran cantidad de energía. Esta se transmite con pérdidas mínimas a través de un sistema de tubos y comanda válvulas que permiten el movimiento de los diferentes componentes que conforman la prótesis. Las prótesis neumáticas Son capaces de realizar movimientos precisos y complejos (Sospedra, 2015) (J. Loaiza & Arzola, 2011a)(I. Flores & Juárez, s. f.).

El principal inconveniente con ellas es que el ácido carbónico resulta peligroso para los usuarios de estas prótesis, además poseen accesorios complicados de manejar y un difícil mantenimiento. Motivos por los cuales su desarrollo fue interrumpido (Dorador, 2004) (J. L. Loaiza, 2012).

Actualmente se desarrollan prótesis neumáticas más seguras utilizando aire a presión obtenido por un compresor que estas poseen. Sus movimientos son rápidos y poseen una gran fuerza de presión. Pero aún su mantenimiento resulta dificultoso y costoso, además algunos de los elementos que posee para su funcionamiento son relativamente grandes. véase figura 1.16 (Brito et al., 2013).

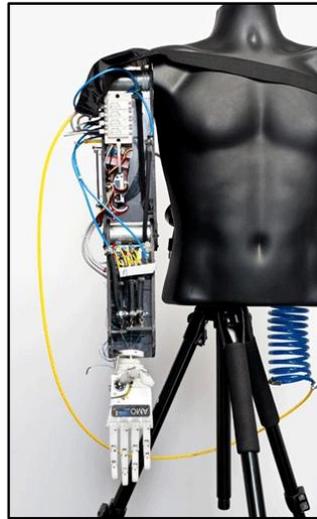


Figura 1.16: Prótesis de mano neumática con aire comprimido.
Fuente: (Febres, 2011)

1.2.2.3. Mecánica

Son dispositivos que cumplen con funciones básicas como la apertura o cierre a voluntad. Se controlan mediante un arnés que se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y el brazo. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés. Su unidad terminal puede ser una mano o gancho, (I. Flores & Juárez, s. f.) Los

cuales normalmente se cubren con un guante para dar mayor estética al sistema. En la figura 1.17 se puede apreciar las partes principales que conforman una prótesis mecánica. Estas normalmente se utilizan para agarrar objetos grandes y redondos debido a que poseen una precisión baja (Dorador, 2004) (Brito et al., 2013) (J. Loaiza & Arzola, 2011).

Para el uso de este tipo de prótesis de miembro superior es necesario que el usuario posea al menos un movimiento de los siguientes: expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, flexión glenohumeral, abducción y aducción escapular (Dorador, 2004). De igual manera el usuario debe cumplir con los siguientes requisitos para la utilización de una prótesis mecánica: suficiente fuerza muscular, suficiente alcance de los movimientos y longitud de la extremidad residual (Sospedra, 2015).

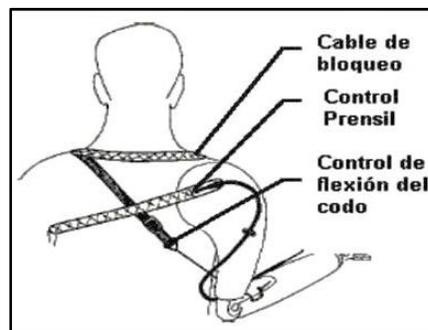


Figura 1.17: Partes de una prótesis mecánica de miembro superior.
Fuente:(Dorador, 2004)

Dentro de este tipo existe una versión más sencilla que son las prótesis de mano de control por cable, la cual permite la apertura y cierre del terminal a través de un simple cable que se coloca al usuario. Véase figura 1.18.

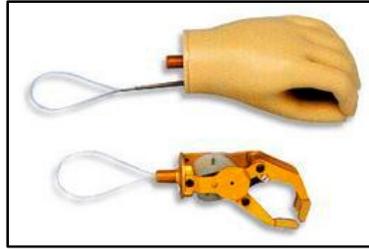


Figura 1.18: Prótesis de mano controlada por cable.

Fuente: (Sullcahuamán, 2013)

1.2.2.4. Eléctrica

Son aquellas que utilizan motores eléctricos en los terminales, como también en la muñeca y el codo. Utilizan para ello una batería recargable. Se controlan mediante servo motores, botones pulsantes o interruptores con arnés. Para su sujeción se utiliza un socket al muñón logrando la suspensión de la misma (Dorador, 2004) (Brito et al., 2013) (J. Loaiza & Arzola, 2011a). Véase figura 1.19.

Su costo es elevado, tanto en la adquisición como también en su reparación. Son relativamente pesadas debido a los motores que contiene, su mantenimiento es complejo y tienen baja resistencia a medios húmedos (Sospedra, 2015).

Algunas empresas han desarrollado prótesis eléctricas que permiten el agarre de diferentes objetos de manera rápida y con una precisión considerable ya que poseen sensores en los dedos para determinar cuánto cerrar la pinza (J. Loaiza & Arzola, 2011a).



Figura 1.19: Prótesis de mano trans-humeral eléctrica.
Fuente: (Sospedra, 2015)

1.2.2.5. Mioeléctricas

Llamadas así por el significado de las partes que conforman su nombre. *Mio* que significa músculo y *eléctrica* que representa el control electrónico necesario. Actualmente este tipo de prótesis son las de mayor aplicación en el mundo. Brindan un mayor grado de estética y poseen gran precisión y fuerza. Además presentan muchas posibilidades de combinación y ampliación. Pueden ser utilizadas en amputados por debajo del codo, arriba del codo y amputaciones del hombro. Su funcionamiento se basa en la obtención de señales eléctricas que se provocan ante la contracción muscular, más conocidas como señales de electromiografía EMG (Sospedra, 2015) (Sullcahuamán, 2013) (Dorador, 2004) (Brito et al., 2013). Estas señales se obtienen mediante electrodos de diferentes tipos, luego debe ser amplificada, filtrada y procesada para ser lo suficientemente apta y comandar con ella la prótesis (Dorador, 2004) (Rodríguez Doncel, 2001). En la figura 1.20 se aprecian los componentes básicos que conforman una prótesis mioeléctrica, sin embargo existen otros tipos de sensores que suelen implementarse en versiones más sofisticadas de este tipo de prótesis como por ejemplo sensores de cambio de volumen muscular, sensores de tacto, comparadores de frecuencia, etc (Villalobos & Jesús, s. f.).

Las prótesis mioeléctricas presentan la ventaja que el usuario únicamente debe flexionar sus músculos para controlarla, eliminando gran parte del sistema utilizado por la prótesis mecánicas. Sin embargo los inconvenientes de estas son su peso, su difícil mantenimiento y su costo elevado (Dorador, 2004)(J. L. Loiza, 2012).

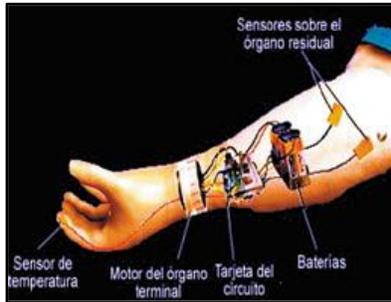


Figura 1.20: Partes de una prótesis de mano mioeléctrica común.
Fuente: (J. L. Loiza, 2012)

1.2.2.6. Híbrida

Se conocen como híbridas porque combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad, similar al sistema que se observa en la figura 1.21. Estas son utilizadas por personas que poseen una amputación por arriba del codo. Lo más común en este tipo de prótesis es que utilicen un codo accionado de manera mecánica y un dispositivo final que se maneja de forma mioeléctrica, el cual suele ser un gancho o una mano (Dorador, 2004)(Brito et al., 2013)(J. Loiza & Arzola, 2011a).



Figura 1.21: Prótesis Híbrida.
Fuente: (Brito et al., 2013)

1.2.2.7. Neuronal

Existen dispositivos que controlan las prótesis por medio de implantes neuronales, donde se coloca dentro del cráneo de la persona un microchip con electrodos que puedan registrar la actividad de una población de neuronas, las cuales se activarán cuando el usuario tiene la intención de realizar un determinado movimiento. Esta información se transmite de manera inalámbrica y en un segundo dispositivo se generan a partir de esta las señales de control. Un ejemplo gráfico de lo descrito anteriormente se puede apreciar en la figura 1.22. En el caso de las prótesis de mano neuronales las señales captadas de la actividad neuronal se utilizan para comandar un brazo artificial según las intenciones o pensamientos que tenga el usuario (Geisinger, 2005) (Andersen, s. f.).

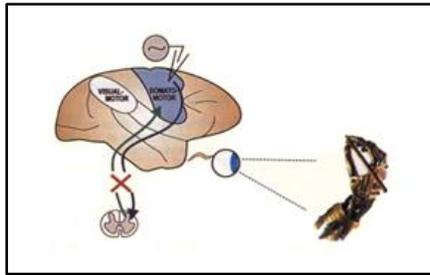


Figura 1.22: Control de una prótesis motora mediante señales de ejecución enviadas desde la corteza motora primaria.

Fuente: (Andersen, s. f.)

1.3. Prótesis de mano mioeléctrica en la actualidad

Hoy por hoy muchas empresas en el mundo se han dedicado a la investigación, desarrollo y fabricación de prótesis de miembro superior; los resultados obtenidos son impresionantes. Las prótesis mioeléctricas actuales realizan gran cantidad de movimientos y existen algunas que poseen incluso sensibilidad, por así llamarlo, a través de sensores que indican al usuario la temperatura de los objetos que toca. Existen incluso dispositivos que permiten al usuario mover de manera independiente cada una de las articulaciones de los dedos mediante diferentes controles.

En esta sección se presenta algunos ejemplos de las prótesis mioeléctricas de mano que existen.

1.3.1. Prótesis de la Universidad Tecnológica Nacional

Esta prótesis fue desarrollada por docentes de la Universidad Tecnológica Nacional en Argentina., consta de un prototipo funcional de una prótesis de miembro superior mioeléctrica que toma las señales a partir del muñón de la persona amputada. Fue diseñada para brindar la capacidad de sujeción de objetos mediante un movimiento de pinza. El prototipo está construido con PVC y aluminio, lo cual puede ser apreciado en la figura 1.23. Esto hace que la mano sea relativamente liviana en comparación a otras prótesis. Posee un único motor que mediante hilos de acero permite cerrar y abrir los dedos de forma uniforme (no dedo por dedo). El pulgar por otra parte es fijo y posee sensores de presión para determinar cuando la mano sujeta un determinado objeto, deteniendo el motor (Gomez & Guzman, 2009) (Gomez & Guzman, 2010).



Figura 1.23: Prótesis desarrollada en la Universidad Tecnológica Nacional.

Fuente: (Gomez & Guzman, 2010)

1.3.2. Prótesis de Southampton

La mano fue desarrollada por la universidad de Southampton, de aquí lleva su nombre, hace ya algunos años atrás. Sin embargo su diseño mecánico ha tenido una constante evolución con el tiempo, logrando cada vez circuitos más pequeños y compactos para comandar esta prótesis mioeléctrica de mejor manera. Al momento de sujetar algún objeto con una mano natural el cerebro envía hacia los músculos y articulaciones gran cantidad de información

para lograr un agarre correcto, decidiendo el tipo de flexión de los dedos, la fuerza que se ejerce sobre el objeto, la posición del pulgar, entre otras. Estos aspectos son considerados en la mano de Southampton, pues de una manera “inteligente” esta se adapta a cada objeto decidiendo por si sola la mejor manera de sujetarlo y evitar que este se deslice (Chappell & White, s. f.). Véase figura 1.24



Figura 1.24: Prótesis de mano Southampton sujetando de manera autónoma un objeto cilíndrico.

Fuente: (Chappell & White, s. f.)

1.3.3. Prótesis Michelangelo

Esta prótesis es desarrollada y comercializada por la empresa Ottobock. Se caracteriza por su compleja cinemática de agarre, su aspecto anatómico y natural y su bajo peso, ver figura 1.25. Posee movimiento activos de los dedos pulgar, índice y medio para realizar movimientos. Mientras que los dedos anular y meñique se mueven de forma pasiva («Prótesis de mano mioeléctrica», s. f.).

En la mano se tienen dos motores para simular patrones de movimiento naturales. Uno de estos permite la rotación electrónica del dedo pulgar, logrando varias posiciones adicionales para el movimiento de la mano y 7 tipos de agarre diferentes: pinza lateral, agarre fuerte lateral, abducción/aducción de los dedos, pinza tridigital, agarre fuerte en oposición, palma abierta y modo natural (Ottobock, s. f.-a) (Ottobock, s. f.-b).

La muñeca por otra parte se puede mantener fija en una posición o soltarla mediante una tecla integrada en la prótesis, permitiendo al usuario realizar movimientos de pronación³ y supinación⁴ (Ottobock, s. f.-a).



Figura 1.25: Prótesis de mano Michelangelo.
Fuente: («Prótesis de mano mioeléctrica», s. f.)

1.3.4. Prótesis Bebionic

Las prótesis BeBionic han sufrido diferentes cambios desde su invención, presentando cada vez elementos más innovadores y completos. El modelo más actual fabricado por la empresa RSL Steeper es la Bebionic 3, la cual se aprecia en la figura 1.26. Catalogada como una de las mejores prótesis de mano mioeléctrica del mundo. Esta mano robótica es capaz de replicar casi todos los movimientos de una mano real, permitiendo hasta 14 posiciones de agarre. Debido a que el dedo pulgar posee un movimiento independiente de rotación, al igual que una mano real. Bebionic 3 permite además apretar hasta con 40 kilos de presión cualquier tipo de superficie, aunque la mano también es capaz de sujetar un huevo con total precisión y sutileza. Para cumplir con estas tareas se incorpora un control de velocidad para el cierre, además de sensores de presión que indicarán a la mano cuando detenerse (Steeper, s. f.) (RSLSteeper, 2013).

³ Pronación: Rotación del antebrazo que permite situar el dorso de la mano hacia arriba

⁴ Supinación: Rotación del antebrazo que permite situar el dorso de la mano hacia abajo

La mano robótica como tal es totalmente personalizable en sus parámetros de funcionamiento. La velocidad, la fuerza, los patrones de agarre, entre otros pueden ser calibrados de manera inalámbrica. Además posee un botón programable para darle el uso que se desee. Su costo oscila entre los \$ 32 000 en adelante (ElCorreo, 2012).



Figura 1.26: Prótesis de mano mioeléctrica Bebionic 3.
Fuente: (RSLSteeper, 2013)

1.3.5. Prótesis i-Limb

I-limb son una serie de prótesis de mano fabricadas por la empresa Touch Bionics y quizá representen las más complejas manos robóticas que existen en el mercado. Existen muchas versiones de este producto, siendo las más destacables i-limb ultra, i-limb quantum y i-limb revolution. Véase figura 1.27.

Todas estas son prótesis de mano multi-articulares con alimentación de energía externa. Las cuales ofrecen una experiencia que va mucho más allá de una prótesis de mano común, pues la complejidad y tecnología de estos elementos permiten movimientos de la mano con un aspecto practicante natural (Bionics, s. f.).

Algunas de las características más importantes de i-limb son:

- Movimiento de las juntas de cada dedo.
- Rotación independiente del pulgar.
- Agarre variable de dígito a dígito según preferencia del usuario.
- 14 patrones de agarre programables.
- Auto-comprensión, para evitar que los objetos se deslicen.
- Comunicación Bluetooth.
- Control por gestos, móvil, muscular y de proximidad.



Figura 1.27: Prótesis i-limb quantum, prótesis de mujer (izq.) y hombre (der.).
Fuente: (Bionics, s. f.)

1.4. Parámetros característicos de una prótesis mioeléctrica

1.4.1. Señales EMG

Las señales EMG son señales eléctricas que se generan al momento de contraer o distensionar un músculo en niveles de voltaje muy bajos, entre los 50 μV a 10 mV. En gran parte la obtención de las señales EMG sirve para medir la actividad muscular de un determinado músculo o grupo de músculos (Muñoz, Paruma, & Florez, 2004). Este tipo de señales poseen ondas similares al ruido eléctrico y su canal de información se encuentra entre los 20 Hz y 500 Hz (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007).

Músculos grandes o cercanos pueden inferir en la obtención de la señal a medir, de esta manera la señal EMG obtenida es la suma de todos los potenciales generados en un instante determinado con polaridades positivas o negativas (Muñoz et al., 2004).

En la siguiente figura se representa la imagen de la señal obtenida de un músculo sano.

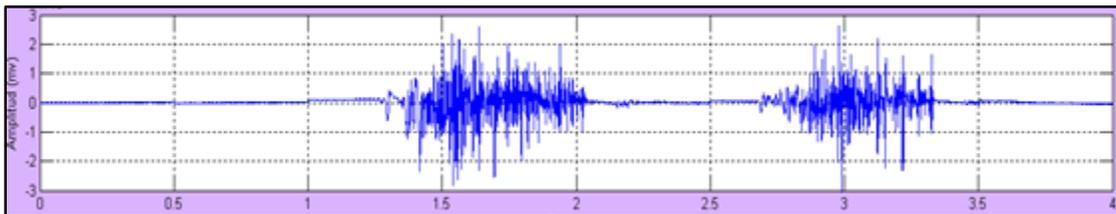


Figura 1.28: Señal mioeléctrica.

Fuente: (Jaimes, 2009)

El principal interés de la obtención de señales musculares para la utilización en una prótesis es la actividad global generada por la contracción muscular de determinada zona a analizar, debido que solo es necesario un valor de voltaje pico generado por una contracción o distensión muscular para comandar una prótesis mioeléctrica (Salas Flórez & Becerra Mora, 2007).

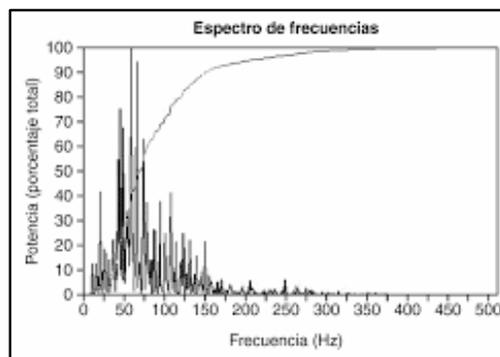


Figura 1.29: Señal mioeléctrica, potencia frente a frecuencia.

Fuente: (Pesantez, s. f.)

1.4.2. Electroodos

Los electroodos son placas metálicas utilizadas como un conductor encargado de realizar contacto con algún sector del circuito que no sea de tipo metálico. Tiene como finalidad el transporte de la corriente eléctrica. Es un término que deriva del griego, “elektron” es la palabra d donde proviene electricidad y “hodos” cuyo significado es camino.

Existen diversos tipos de electroodos como:

- Microelectroodos: Se utilizan para medir biopotenciales cerca o dentro de una célula.
- Electroodos de aguja: utilizados para atravesar la piel y registras señales de una región local del cerebro o de un músculo en específico.
- Electroodos superficiales: son utilizados para medir potenciales en la superficie de la piel (Muñoz et al., 2004).

1.4.3. Ubicación de los electroodos

El objetivo de localizar los electroodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiografía.

SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) es un grupo que busca como objetivo la normalización de elementos para el tratamiento de señales EMG. Es una acción instituida en el programa de salud y de investigación biomédica (BIOMED II) de la Unión Europea la cual brinda ciertas recomendaciones para la ubicación de electroodos de las cuales se habla a continuación (Seniam, s. f.).

Se recomienda que:

- Los electroodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electroodos de 20 mm y 30 mm, entendiendo como distancia entre electroodos a la distancia entre centros de las áreas de conductividad de estos.

- Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular.

Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

Longitudinal: consiste en ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.

Transversal: consiste en ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.

En cuanto al tamaño de los electrodos la SENIAM indica que no existe problema si su base conductora posee diferentes formas, ya sea circular cuadrada u ovalada. Lo más importante en la variación de la forma de la parte conductora de un electrodo es su área de superficie, es lo mismo uno que posea una área circular de radio R a otro con forma cuadrada de área $R \times R$.

El área de superficie más recomendada para la obtención de señales EMG es la que se obtiene a partir de un electrodo cuyo diámetro es de 10 mm.

Existen localizaciones recomendadas para la ubicación de electrodos en la zona superior del cuerpo (Seniam, s. f.).

Tabla 1.1: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el bíceps.

Músculo	
Nombre	Bíceps
Subdivisión	Cabeza corta y cabeza larga
Anatomía muscular	
Origen	Cabeza corta : Apófisis del proceso coracoides de la escapula
	Cabeza larga: Tubérculo supraglenoide de la escapula
Inserción	Tuberosidad del radio y aponeurosis del bíceps
Procedimiento recomendado para la colocación del sensor	
Posición inicial: Sentando en una silla con el codo flexionado en ángulo recto y hacia abajo la cara dorsal del antebrazo en posición horizontal.	
Tamaño del electrodo: 10mm	
Distancia entre electrodos:	20mm
Ubicación: Los electrodos necesitan ser ubicados en la línea media entre el acromion y la fosa del cubito a 1/3 de la fosa del cubito.	
Orientación: En dirección de la línea entre el acromion y la fosa del cubito.	
Electrodo de referencia: Sobre o alrededor de la muñeca.	
Test clínico: Colocar la mano debajo del codo, el antebrazo en supinación. Presionar contra el antebrazo en dirección a la extensión.	

Fuente: (Seniam, s. f.)

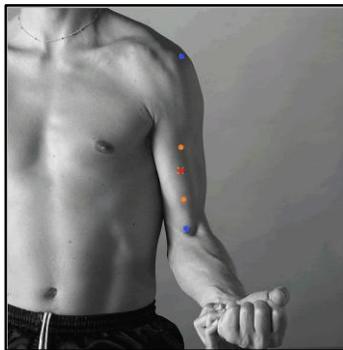


Figura 1.30: Ubicación de los electrodos en el bíceps

Fuente:(Seniam, s. f.).

Tabla 1.2: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el trapecio descendente.

Músculo	
Nombre	Trapecio
Subdivisión	Trapecio descendente
Anatomía muscular	
Origen	Protuberancia externa del occipital a 1/3 del medio de la línea nual superior, entre el ligamento nual y la apófisis espinosas de la séptima vértebra cervical.
Inserción	1/3 lateral de la unión de la clavícula y proceso acromion de la escapula.
Procedimiento recomendado para la colocación del sensor	
Posición inicial: Sentando erecto, con los brazos colgados verticalmente.	
Tamaño del electrodo: 10mm	
Distancia entre electrodos: 20mm	
Ubicación: Los electrodos deben ser colocados a 1/2 de la línea del acromion y la columna vertebral de la vértebra C7.	
Orientación: Los electrodos deben ser colocados en la línea de entre el acromion y la vértebra C7 de la columna vertebral.	
Electrodo de referencia: Alrededor de la vértebra C7 o sobre o alrededor de la muñeca.	
Test clínico: Elevar el extremo acromial de la clavícula y la escapula; extender y girar la cabeza en dirección opuesta del hombro elevado. Aplicar presión contra el hombro en la dirección de la depresión y en contra de la cabeza en dirección de la flexión antero lateralmente.	

Fuente: (Seniam, s. f.)

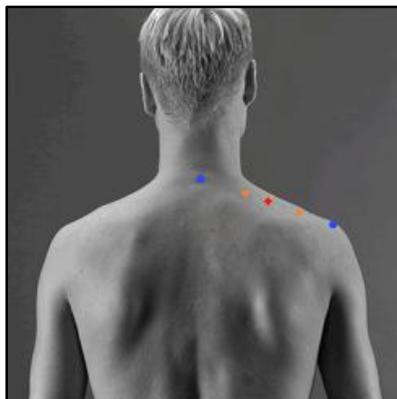


Figura 1.31: Ubicación del electrodo en el trapecio.

Fuente: (Seniam, s. f.)

Tabla 1.3: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el tríceps.

Músculo	
Nombre	Tríceps
Subdivisión	Cabeza lateral y cabeza larga
Anatomía muscular	
Origen	Cabeza lateral : Superficie lateral y posterior de las miras próximo al humero y lateral septo intramuscular
	Cabeza larga: Tubérculo infraglenoide de la escapula
Inserción	La superficie posterior del olecranon den el proceso lunar y la fascia braquial
Procedimiento para la colocación del sensor recomendado	
Posición inicial: Sentado con el hombro aproximadamente a 90° de abducción, con el brazo 90° grados flexionado y la palma de la mano hacia abajo	
Tamaño del electrodo: 10mm	
Distancia entre electrodos:	20mm
Ubicación: Los electrodos deben ser colocados al 1/2 de la línea entre la cresta posterior del acromion y el olecranon a dos dedos de ancho lateral o medial respectivamente a la línea	
Orientación: En dirección de la línea entre la cresta posterior del acromion y olecranon	
Electrodo de referencia: Sobre o alrededor de la muñeca	
Test clínico: Extender el codo mientras se aplica presión al antebrazo en la dirección de la flexión	

Fuente: (Seniam, s. f.).

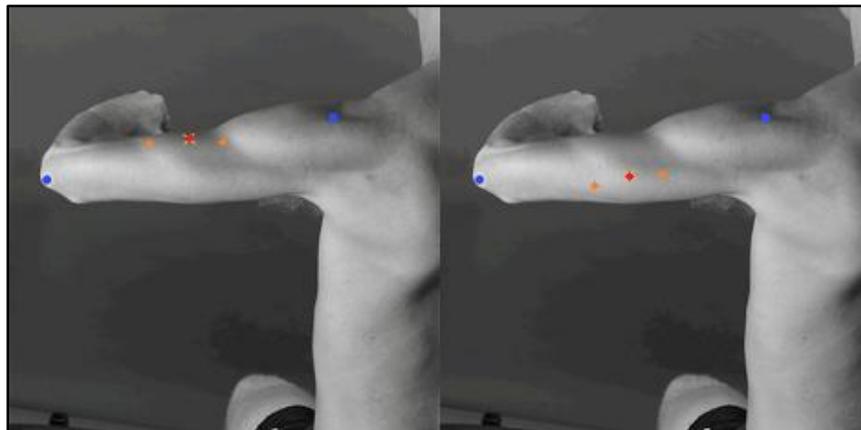


Figura 1.32: Ubicación electrodo tríceps cabeza lateral y cabeza larga.

Fuente: (Seniam, s. f.)

Tabla 1.4: Origen, inserción, tamaño y ubicación de electrodos en el pectoral.

Músculo	
Nombre	Pectoral
Subdivisión	Pectoral Mayor Pectoral Menor
Anatomía muscular	
Origen	Pectoral mayor: En la cara anterior 2/3 mediales de la clavícula. Son fibras descendentes. En las articulaciones esternocostal, desde la primera a la sexta, son fibras horizontales. En los cartílagos costales séptima octava y novena. Son fibras ascendentes
	Pectoral menor: Apófisis coracoides del omoplato
Inserción	Pectoral Mayor: En la cresta trocanterica de forma cruzada Pectoral Menor: En las caras antero laterales de la tercera cuarta y quinta costilla
Procedimiento para la colocación del sensor recomendado	
Posición inicial: Sentando erecto, con los brazos colgados verticalmente	
Tamaño del electrodo: 10mm	
Distancia entre electrodos:	20mm
Ubicación: sobre la porción clavicular del pectoral mayor y sobre las fibras caudales de la zona esternocostal.	
Orientación: En dirección de las fibras musculares.	
Electrodo de referencia: Sobre o alrededor de la muñeca	

Fuente: (Seniam, s. f.)

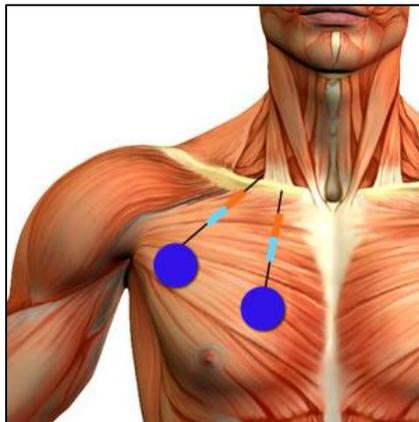


Figura 1.33: Ubicación del electrodo en pectoral.

Fuente:(Seniam, s. f.)

1.4.4. Cuantificación de la señal EMG

Existen diversos métodos de cuantificación de señales EMG para el control de una prótesis según el análisis que se le realice. Generalmente se registra la amplitud máxima de voltaje, para generar una respectiva acción a esta.

La amplitud usualmente es solo una magnitud de la actividad muscular, esta dependerá de la posición del electrodo respecto al músculo (Alonso Alonso, Hornero Sánchez, Espino Hurtado, Dela Rosa Steinz, & Liptak, 2002).

Otro procedimiento para cuantificar y analizar la señal EMG es determinar el número de veces que la señal pasa por un umbral en un determinado tiempo. Estos conteos variarán según la intensidad de la actividad muscular. El cual no refleja un método preciso para el análisis de las señales (Muñoz et al., 2004).

1.4.5. Procesamiento de la señal

Se debe tomar varias consideraciones para el procesamiento de la señal. Las señales EMG están alrededor de los 50uV a 10mV, por lo cual se debe considerar un amplificador bioinstrumental de alta ganancia y con un alto CMRR. Una vez amplificada la señal se debe tener en cuenta la eliminación de componentes de ruido de baja frecuencia, resultantes del entorno como es la red de distribución eléctrica cuya frecuencia es 60Hz. En muchos casos para eliminar este artefacto⁵ se utiliza un filtro notch para atenuar las componentes en esta frecuencia debido que la mayor cantidad de concentración de energía de la señal se encuentra entre los 50 Hz y 150 Hz (Sánchez, Loaiza, & Cortés, 2006).

En muchos de los casos se establece o se realiza un circuito de filtrado analógico, obteniendo solamente los valores necesarios de la señal. Esto se logra realizando un circuito

⁵ Artefacto: En instrumentación se considera a un artefacto como señales parásitas que modifican o alteran las características de la señal de interés.

pasa banda y un elimina banda. Los valores deberán ser exactos en cuanto a los medidos en sus elementos como resistencias y condensadores para el correcto cálculo de las frecuencias de corte. En el circuito elimina banda se deberá considerar un circuito de filtrado cuya frecuencia central se encuentre en 60 Hz exactos, que permita eliminar la mayor cantidad de ruido que se inserte en el circuito a causa de la red eléctrica. De igual manera se debe considerar que los circuitos de filtros pasa altos y pasa bajos son filtros reales más no ideales, por lo que la frecuencia de corte correspondiente al filtro a utilizar deberá ser aproximada a la que se desea eliminar ya que este podría provocar atenuaciones no deseadas en la señal (Muñoz et al., 2004) (Jaimes, 2009) (Romo et al., 2007).

Una segunda etapa de amplificación puede generar cambios en la señal al aumentar los niveles de voltaje disminuyendo la frecuencia (Muñoz et al., 2004) .

Para adquirir la señal se debe considerar la frecuencia de muestreo aproximadamente a 1000 Hz para obtener valores de la señal hasta 500 Hz. Este valor de adquisición se debe tomar en cuenta ya que si se amplifica la frecuencia de muestreo se puede generar lentitud y comprometer la velocidad de respuesta del sistema. El tiempo de adquisición también debe ser establecido de manera eficaz, generalmente utilizándolo a 250ms, suficiente para adquirir los datos correspondientes generados por una contracción o distensión muscular. En caso de aumentarlo podría generar un retardo de respuesta del sistema (Salas Flórez & Becerra Mora, 2007).

1.4.6. Análisis de las señales EMG

Existen diferentes métodos matemáticos para clasificar la señal, de acuerdo si es una contracción muscular voluntaria y considerable, contracción media y contracción fuerte. Cada una nos permite la obtención de características para un mejor manejo del control de una prótesis, eliminando errores para los diferentes movimientos requeridos (Romo et al., 2007).

Según la investigación llamada “Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano” realizado por la Universidad de Cauca, estos se clasifican en procesos matemáticos que se basan en el análisis temporal de la de la señal y aquellos basados en el análisis espectral de la señal.

Análisis temporal de la señal: son caracterizadas por su sencillez y facilidad de evaluación. Comprenden:

- Cruces por cero.
- Valor medio absoluto de pendiente: permite medir la frecuencia de la señal.
- Cambio de signo de pendiente: permite medir la frecuencia de la señal.
- Longitud de forma de onda: provee información de la complejidad de la forma de onda.

Análisis espectral de la señal: proveen información de la energía de la señal, obteniendo mayores representaciones del fenómeno físico. Estas son más complejas y se requiere un mayor sistema de procesamiento (Romo et al., 2007).

- STFT (transformada en tiempo corto de Fourier): permite la clasificación de patrones de movimiento.
- CWT (transformada wavelet continua): permite la clasificación de patrones de movimiento durante ciclos de marcha.

1.5. Biomecánica de la mano

La mano del hombre es un instrumento capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a la función principal: la presión. La mano es un aparato neuromuscular que gobierna las fuerzas y los movimientos que son controlados por veinte y cuatro músculos (Romo et al., 2007) (Kapandji, 2006).

La disposición del pulgar le permite oponerse los cuatro dedos sobrantes y esta es la principal característica que tiene la mano del ser humano. La mano es además un receptor sensorial que posee sensibilidad y precisión exacta (Kapandji, 1999).

1.5.1. Arquitectura de la mano

Kapandji menciona en su libro “Fisiología Articular” que para realizar presión es necesario la adaptación de la forma de la mano. Donde cada uno de los dedos de la mano varía su posición según la actividad que se requiera realizar. A continuación se detalla algunas de las características de los diferentes movimientos naturales de la mano humana tomadas de Kapandji.

Soporte de la mano sobre una superficie plana: Para una superficie plana, la mano se extiende y se aplanan, tomando contacto con ella la eminencia tenar (1), la eminencia hipotenar (2), la cabeza de los metacarpianos (3) y la cara palmar de los falanges (4). La parte de la eminencia tenar es la única que queda distanciada del plano como se representa en la siguiente figura.

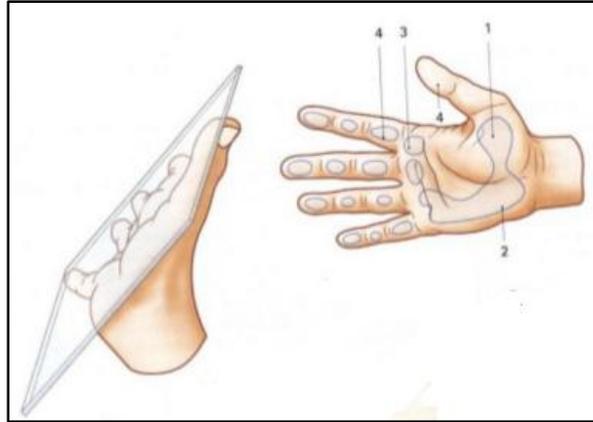


Figura 1.34: Arquitectura de la mano.
Fuente: (Kapandji, 1999)

Separación de los dedos a voluntad: El eje de cada uno de ellos convergen en la base de la eminencia tenar, en un punto que corresponde al tubérculo del escafoides. A nivel de la mano, los movimientos de los dedos, en el plano frontal no se realizan, en el cual el tercer metarcarpiano y el dedo del medio permanece prácticamente inmóvil, pero puede generar movimiento voluntarios hacia afuera y hacia adentro.

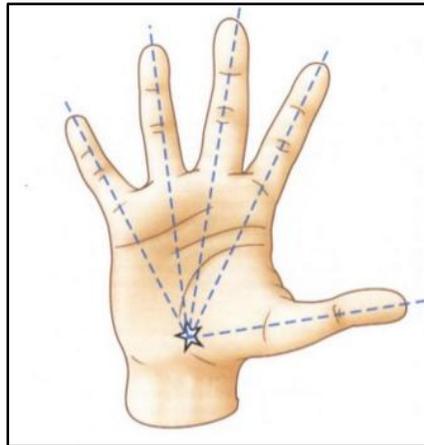


Figura 1.35: Separación de los dedos a voluntad.
Fuente: (Kapandji, 1999)

Modo voluntario de aproximación de los dedos: En este caso los dedos no están paralelos, los ejes de estos convergen en un punto final alejado de la mano, esto es debido a que los dedos no son cilíndricos, si no de calibre descendiente desde la base hasta la punta como se muestra en la figura.

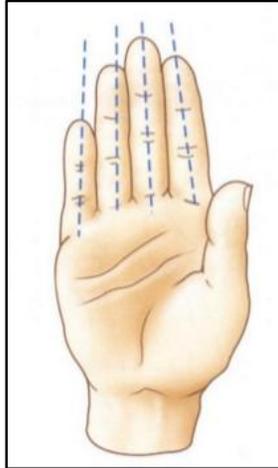


Figura 1.36: Aproximación de los dedos a voluntad.
Fuente:(Kapandji, 1999)

Posición natural: Aquí los dedos se encuentran separados entre sí, sus ejes no convergen en un punto único. En la figura se muestra ejes los paralelos entre los tres últimos dedos y una divergencia entre los tres primeros, con el eje del dedo medio que forma siempre el eje de la mano.

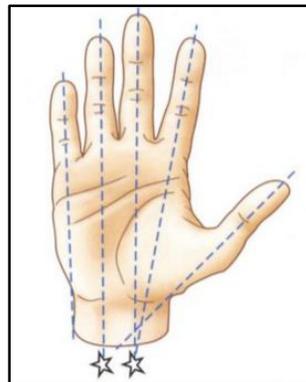


Figura 1.37: Posición de los dedos de forma natural.
Fuente: (Kapandji, 1999)

Puño cerrado: las articulaciones interfalángicas distales se encuentran extendidas como se muestra en la figura. Los ejes de las dos últimas falanges de los cuatro dedos últimos y el dedo pulgar, convergen en un punto situado en la parte baja del canal del pulso. Esta vez el eje longitudinal es del índice, mientras que los ejes de los tres últimos dedos son más oblicuos a medida que estos se alejan del índice.

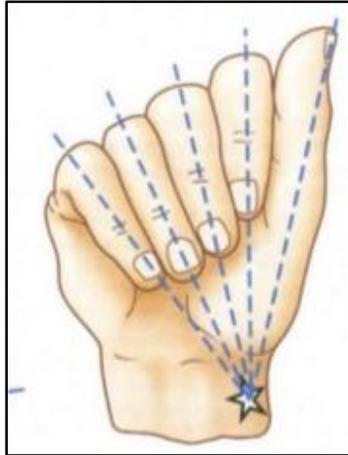


Figura 1.38: Ejes de los dedos con el puño cerrado.

Fuente: (Kapandji, 2006)

1.5.2. Movimientos esenciales del pulgar respecto a la mano

Movimiento de retro y ante pulsión: La retropulsión dirige el pulgar hacia atrás para conducirlo al plano de la palma de la mano alejado aproximadamente 60° del segundo metacarpiano. La anteposición dirige el pulgar hacia adelante casi perpendicular al plano de la mano. El movimiento global entre ante y retropulsión es de 50° a 90° (Kapandji, 2006) (Kapandji, 1999).

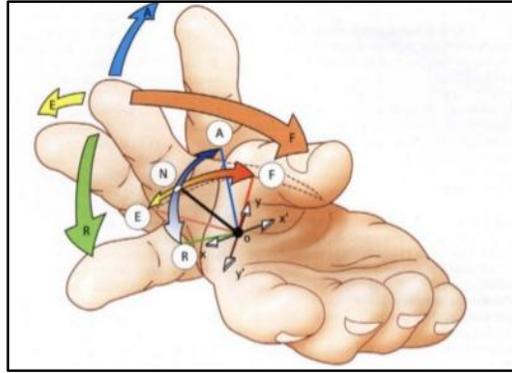


Figura 1.39: Movimiento de ante y retropulsión.

Fuente: (Kapandji, 2006)

Movimiento de aducción y abducción: Cuando el dedo pulgar se desplaza desde una posición inicial separándose del dedo índice se llama movimiento de abducción. Cuando este se junta al dedo índice se llama movimiento de aducción. Estos movimientos son en referencia al plano de la palma de la mano, en el cual su amplitud global es de 40° a 50° (Kapandji, 1999).

Movimiento de la articulación metacarpofalángica del pulgar: La flexión metacarpofalángica del pulgar es de 60° - 70° en flexión activa, la flexión pasiva puede alcanzar 80° e incluso 90° (Kapandji, 2006).

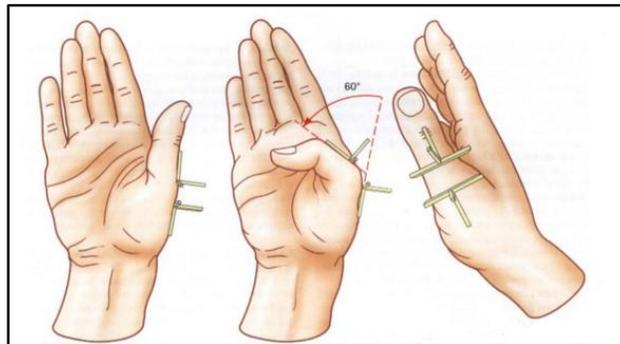


Figura 1.40: Flexión metacarpofalángica del pulgar.

Fuente: (Kapandji, 2006)

Movimiento de la articulación interfalángica del pulgar: Posee una flexión activa de 75 a 80°, mientras que una flexión pasiva puede alcanzar los 90°. Mientras que le extensión activa es de 5 a 10°, aunque en ciertos casos se puede generar una hiperextensión de 30°.

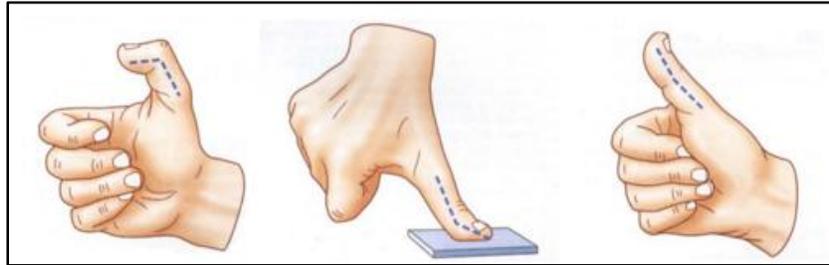


Figura 1.41: Flexión intermetacarpofalángica del pulgar.
Fuente: (Kapandji, 2006)

La oposición del pulgar: La oposición del pulgar es la facultad de poner la segunda falange del dedo pulgar en contacto con los pulpejos⁶ de los otros dedos, para formar lo que se llama la pinza polidigital, este movimiento representa lo esencial de la funcionalidad de la mano, por lo que la pérdida de este significaría la inutilidad completa de la mano (Kapandji, 1999).

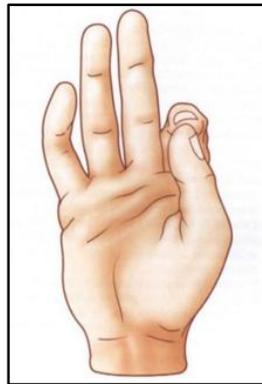


Figura 1.42: Oposición del pulgar frente al dedo índice.
Fuente: (Kapandji, 1999)

⁶ Pulpejos: Yema de los dedos

Presión por oposición subterminal: Es la presión más común. Permite sujetar objetos como un lápiz o una hoja de papel. La prueba de presión del pulpejo subterminal consiste en arrancar una hoja de papel sujeto con firmeza por el dedo pulgar y el dedo índice. Si la oposición es buena no se puede arrancar. En este tipo de presión, el pulgar y el índice u otro dedo se oponen a través de la cara planar del pulpejo (Kapandji, 2006) (Kapandji, 1999).

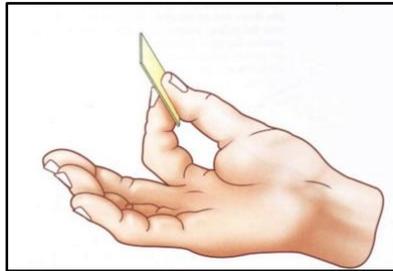


Figura 1.43: Presión por oposición subterminal.
Fuente: (Kapandji, 2006)

1.5.3. Grados de libertad de las articulaciones de la mano

Articulaciones metacarpofalángicas de los últimos cuatro dedos

Estas poseen dos grados de libertad

1. **Flexoestensión:** En el plano sagital, en torno al eje transversal YY' , en el cual el dedo índice posee la mayor

2. **Inclinación lateral:** En el plano frontal, en torno al eje anteroposterior XX'

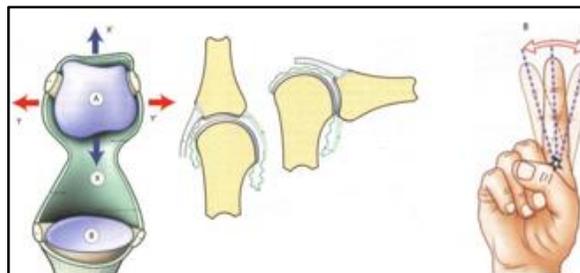


Figura 1.44: Grados de libertad articulación metacarpofalángica.
Fuente: (Kapandji, 2006)

Articulaciones interfalángicas

Las articulaciones interfalángicas poseen un solo grado de libertad.

La cabeza de la falange: Posee un solo eje XX' , en el cual se ejecutan los movimientos de flexo extensión.

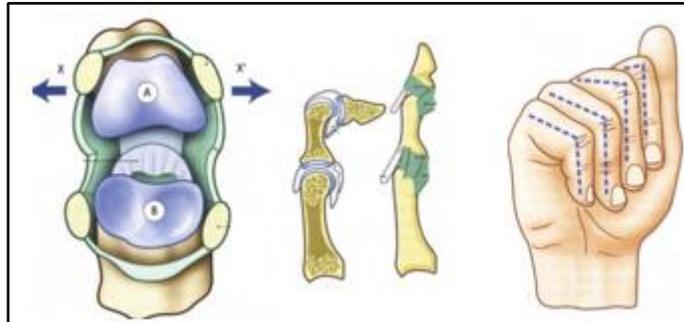


Figura 1.45: Grados de libertad articulación interfalángica.
Fuente: (Kapandji, 2006)

Articulación trapeciometacarpiano

La articulación trapeciometacarpiano posee dos grados de libertad véase la figura 39 en el cual describe el movimiento del metacarpiano. El cardan es el modelo mecánico de una articulación de dos ejes permitiendo el movimiento en dos planos perpendiculares.

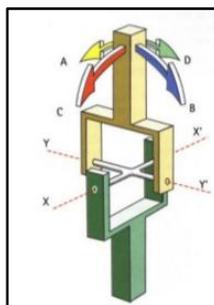


Figura 1.46: Representación mecánica del trapeciometacarpiano.
Fuente: (Kapandji, 2006)

Articulación del primer metacarpiano.

La articulación metacarpiano tiene dos grados de libertad en torno al eje XX' y al YY' .

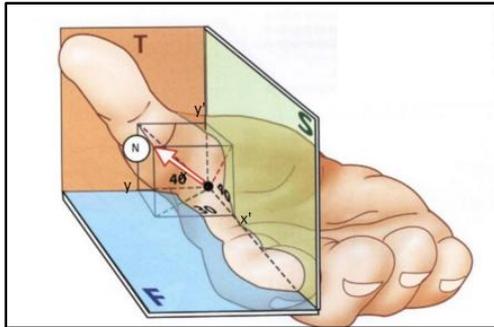


Figura 1.47: Representación mecánica del metacarpiano.

Fuente: (Kapandji, 2006)

2.6. Entrenador virtual de prótesis mioeléctrica

Se han desarrollado diversos entrenadores de prótesis virtuales a nivel mundial con el objetivo principal de comprobar la aptitud de un usuario para el control de una prótesis mioeléctrica previo a la adquisición de la misma, pues son numerosos los casos en los que luego de haberse realizado el esfuerzo económico para disponer de una prótesis la persona, debido a deficiencias musculares, no logra un buen manejo de la misma. Otro factor que influye notablemente en el desarrollo de entrenadores virtuales es el largo tiempo de entrenamiento con la prótesis requerido para lograr un buen manejo de la misma. Motivo por el cual muchos usuarios no llegan a utilizarlas regularmente ya que la satisfacción obtenida por esta no compensa el esfuerzo de aprendizaje necesario para su uso.

Cada entrenador virtual cuenta con características específicas consideradas por cada uno de los autores que desarrollaron los correspondientes estudios, pero en términos generales se puede deducir que un entrenador es sujeto a un ordenador personal, en el cual está constituido el software de control. Este además debe facilitar el proceso de aprendizaje y el estudio de la adecuación del usuario al manejo de una prótesis, también puede ayudar al proceso de diseño y adaptación a nuevas prótesis mioeléctrica (Alonso Alonso et al., 2002).

Otra característica importante de un entrenador virtual es la de proporcionar rutinas de entrenamiento y registrar los resultados obtenidos en cada una de las pruebas realizadas al usuario, con el fin de construir un aprendizaje del manejo de una prótesis real (Kapandji, 1999). Las cuales deberán ser analizadas para representar rutinas motoras. La preparación de una persona a nivel cognitivo mediante un sistema de auto-representación permite lograr una convergencia en el sistema de realimentación visual y propioceptiva⁷, debido a la manipulación, identificación y transformación de objetos, lo cual genera nuevos conocimientos para el manejo de una prótesis real (Vargas, Munévar, & Paéz, 2011).

En un entrenador se establece un sistema de reconocimiento de patrones de señales mioeléctrica para crear una mayor eficiencia sobre el procesamiento y adquisición de estas principalmente mediante el uso de transformadas wavelets. Además aquí se debe eliminar las señales accidentales generadas en el músculo para que estas sean despreciadas, obteniendo un sistema con mayor eficiencia (Alonso Alonso et al., 2002) (Rodríguez Doncel, 2001) (Simon, Lock, & Stubblefield, 2013). Debe finalmente poseer una aplicación gráfica que permita representar las acciones del usuario en una mano virtual necesariamente en tiempo real (Vallejos, García, Muñoz, & Flórez, s. f.) (Hargrove, Scheme, Englehart, & Hudgins, 2010).

2.6.1. Estado del arte de entrenadores virtuales para prótesis mioeléctricas

2.6.1.1. Entrenador virtual en Valladolid- España

La Universidad de Valladolid, el Hospital Clínico Universitario de Valladolid y la empresa Abad Industrial S.A. trabajaron en conjunto para llevar a cabo este entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. El cual consta de un software portátil y de bajo costo para los usuarios en el que desde una computadora en sus hogares pueden realizar múltiples ejercicios para mejorar la calidad de la señal mioeléctrica captada por el

⁷ Propioceptiva: Es el sentido que informa al organismo de la posición que tienen los músculos, en otras palabras es la capacidad de sentir la posición relativa de partes corporales.

sistema. Estos parámetros se almacenan en una base de datos para luego mostrar al paciente su mejoría. Luego de finalizado el proceso del entrenamiento se determina si el usuario resultará o no apto para el uso de una prótesis mioeléctrica. En la figura 1.48 se muestra el brazo virtualizado utilizado en el entrenador.

El sistema desde el punto de vista funcional consta de los siguientes elementos:

- Una cabecera de adquisición de cuatro canales para las señales EMG en un ancho de banda de hasta 8 kHz, con filtros configurables.
- Un sistema de adquisición de datos para la PC. Consta de un conversor analógico digital de 12 bits de resolución.
- Un módulo software para el reconocimiento de patrones y generación de comandos para el control del entrenador. El cual reconoce tres niveles de contracción: nula, media y máxima. Al existir dos canales, se obtiene hasta nueve comandos para manejar la prótesis virtual. Sin embargo se utilizan únicamente cinco para realizar la apertura y cierre de la mano, giro a la derecha e izquierda y detener el movimiento.
- Un Software para simulación gráfica tridimensional que posee casi todos los grados de libertad que un brazo real. El cual, por el momento, permite únicamente movimientos de rotación de la muñeca y de apertura y cierre de la mano
- Software para el entrenamiento de pacientes. El sistema consta de diferentes ejercicios con diversos grados de complejidad, que deberán ser superados por los usuarios en un máximo de tiempo para determinar si resultarán aptos para el uso de una prótesis real.

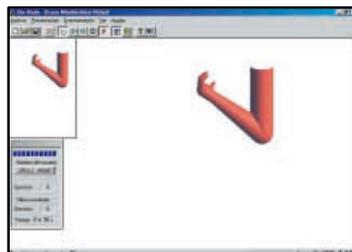


Figura 1.48: Aspecto visual del miembro superior virtualizado.
Fuente: (Alonso Alonso et al., 2002)

2.6.1.2. Entrenador virtual en Cauca-Colombia

En la Universidad del Cauca se desarrolló un “Entorno gráfico de un entrenador virtual de prótesis de mano”, escrito en lenguaje Ada y basado en OpenG, construyendo de esta manera un entorno virtual libre con características de tiempo real y multiplataforma. Lo cual permite que el paciente instale su entrenador en cualquier PC. El sistema representa una prótesis de mano de nueve grados de libertad.

La aplicación permite a los usuarios manipular la mano virtual en modo manual, mediante teclas de la PC, y en modo automático, donde las coordenadas que tendrá cada una de las articulaciones son ya preestablecidas cada que el software lee un archivo en texto plano. Se permiten realizar tres tipos de agarre diferentes: cilíndrico, pinza y de gancho, véase figura 1.49.



Figura 1.49: Tipos de agarre del entrenador virtual: Agarre cilíndrico, pinza, gancho.
Fuente: (Vallejos et al., s. f.)

2.6.1.3. Entrenador virtual en México DF- México

La Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) presentó un entrenador virtual para personas amputadas de mano, misma que fue expuesta en el foro mundial de dispositivos médicos de la OMS. El sistema consiste en una representación virtual de una prótesis de mano, donde se permite al usuario su inmersión en un entorno virtual para entrenar su capacidad en el control de una prótesis. El sistema combina la realidad virtual con los impulsos mioeléctricos captados para permitir a la persona visualizar sus movimientos, realizando la apertura y cierre de la mano virtual como también la sujeción

de objetos con diferente tamaño, forma y peso (R. Flores, 2013).

El usuario dirige voluntariamente las contracciones musculares, el equipo las recibe, las procesa y despliega la información en una interfaz gráfica prácticamente en tiempo real. Los parámetros de la señal EMG necesarias para el entrenador pueden ser modificados acorde a los rangos de voltaje que cada paciente requiera para manipular su prótesis real («UNAM presenta entrenador virtual para personas con discapacidad», 2014).

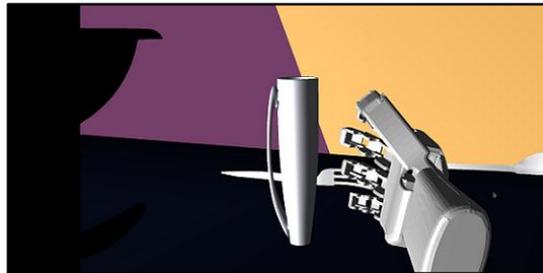


Figura 1.50: mano virtual desarrollada en la UNAM.
Fuente: (R. Flores, 2013)

2.6.1.4. Entrenador virtual de Bogotá- Colombia

Un entrenador virtual para el aprendizaje de rutinas motoras, en personas con ausencia de miembro superior se desarrolló en la Universidad Nacional Abierta y a Distancia (UNAD). Donde se utilizó el método cinemático de Denavit-Hartenberg para elaborar la cinemática directa de la mano humana en Matlab. El entorno gráfico por otra parte se realiza con V-Realm-Buider que es una herramienta grafica para la edición 3D. El simulador desarrollado visualiza una mano con quince grados de libertad y permite representar 5 movimientos diferentes de la misma: pinza bidigital (Figura 1.51), tridigital, agarre cilíndrico, agarre tipo gancho y cierre total de la mano. Estos movimientos se controlan de acuerdo al número de contracciones musculares que realice el usuario del entrenador (Munévar, s. f.)(Vargas, Munévar, & Páez, 2011).

El avance que tenga el usuario a medida que utilice el entrenador se ve reflejado en el número de veces seguidas que pueda realizar un determinado movimiento. Cuando se llega a cinco veces consecutivas se establece que la persona efectivamente aprendió a controlar el movimiento.

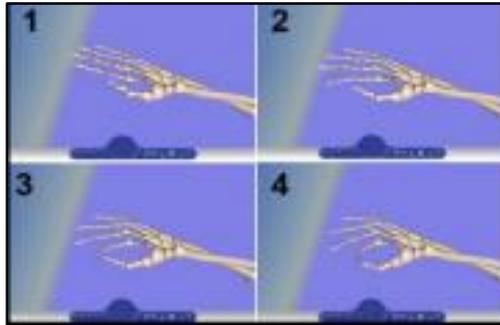


Figura 1.51: mano virtual desarrollada en la UNAD, realizando paso a paso el movimiento de pinza bidigital.

Fuente: (Munévar, s. f.)

2.6.1.5. Entrenador Virtu-Limb

Virtu-limb es quizá uno de los pocos entrenadores virtuales comerciales que existen hoy en día. Fue desarrollado por la empresa Touch Bionics y es un producto de simulación y entrenamiento para las prótesis de miembros superiores mioeléctricas i-limb que dicha empresa produce. El sistema virtu-limb se conecta de forma inalámbrica al ordenador o dispositivo móvil a través de Bluetooth y permite controlar una i-limb o su representación virtual a través de los electrodos que la persona debe colocarse en determinadas zonas, por lo tanto el entrenador permite su uso con o sin la disponibilidad de la prótesis fija como tal. En caso de no disponerla el programa presenta en la pantalla un modelo de prótesis virtual que realizará los movimientos que se pueden hacer normalmente con la mano robótica (Bionics, s. f.).

El software permite medir las señales EMG generadas por el usuario de diferentes sitios de músculo para determinar cuál es el más apropiado para comandar la prótesis. Entrena a los pacientes a manejar sus señales musculares, indicando cuando existió o no una contracción apta. Determina finalmente la aptitud de la persona para utilizar su i-limb.



Figura 1.52: Virtu-limb siendo utilizado con una prótesis i-limb quantum.

Fuente: (Bionics, s. f.)

CAPÍTULO II

DISEÑO DEL ENTRENADOR VIRTUAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO

En el presente capítulo se llevará a cabo una descripción del sistema diseñado para la implementación del entrenador virtual de la prótesis mioeléctrica de mano derecha disponible. Para ello se realizará un recorrido desde el punto más elemental que conforma el sistema que es el de la adquisición de las señales EMG mediante electrodos superficiales. Dentro de este tema se explicarán los componentes y circuitos utilizados para la adquisición, amplificación y filtrado analógico de la señal. Una vez abarcado esto, se explicará el procesamiento digital realizado sobre la misma. Finalmente se mostrarán los ejercicios virtuales que se han planteado en el entrenador, en los cuales se comandará una mano 3D inmersa en un entorno virtual realizado con Labview Robotics.

2.1. Adquisición de las señales EMG

Debido a los niveles de voltajes sumamente bajos generados por la actividad muscular, 50 μ V a 10mV, las señales obtenidas deben acondicionarse a un nivel óptimo para permitir su posterior análisis. Esto se logra mediante un circuito de adquisición y amplificación analógica de señales mioeléctricas. El sistema que será descrito a continuación registra potenciales de acción muscular captadas desde la superficie de la piel mediante electrodos superficiales de cloruro de plata.

La adquisición de las señales EMG se desprende de calcular la diferencia de potencial existente entre dos zonas del músculo. Estos son generados debido a la actividad muscular voluntaria y resultan de sumar los distintos potenciales de acción de un grupo de fibras musculares que se contraen prácticamente de manera síncrona (Sandoval, 2011) (Vega,

2012). Para obtener esta diferencia de potencial mencionada, es necesaria la aplicación de un circuito diferenciador como el que se muestra en la figura 2.1.

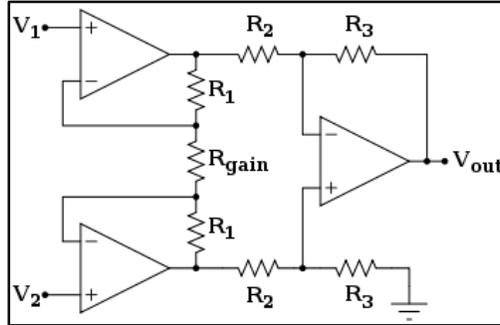


Figura 2.1: Amplificador instrumental de 3 opams.
Fuente: (Vega, 2012).

El sistema mostrado se conoce como un amplificador instrumental de tres opams, debido al número de amplificadores operacionales que tiene. Proporciona una salida basada en la diferencia existente entre las entradas, multiplicada por un factor de escala o ganancia (Boylestan, s. f.), la cual depende directamente de la relación entre las resistencias utilizadas para conformarlo. En términos generales este circuito consta de un amplificador diferencial básico conectado a un amplificador aislado y se encarga de amplificar la diferencia de potencial entre dos señales de entrada y rechazan cualquier señal que sea común a ambas. Por este funcionamiento es que resultan idóneos para la adquisición de señales EMG (Vega, 2012) (Coughlin, s. f.).

El voltaje obtenido a la salida del circuito presentado viene definido por la ecuación 2.1, donde se verifica que si se mantienen las resistencias $R1 = R2 = R3$, la salida dependerá directamente de la ganancia del amplificador que viene dada por el valor de R_{G} puesto que $R1$ será un valor de resistencia fijo, y las entradas de voltaje $V1 - V2$.

$$V_0 = (V_2 - V_1) \frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \quad (\text{ec. 2.1})$$

Existen componentes electrónicos diseñados específicamente para cumplir con este objetivo, basados en el principio de funcionamiento antes explicado. Uno de estos casos es el amplificador instrumental INA128, el cuál será utilizado para la adquisición de las señales de los diferentes músculos para manejar el entrenador de prótesis. Este circuito integrado permite la adquisición de señales sumamente bajas, en el orden de los μV , y una amplificación variable de 1 a 10.000, teniendo siempre en cuenta que el valor máximo de salida corresponderá al de alimentación del INA128, el cual puede oscilar entre $\pm 2,25\text{ V}$ a $\pm 18\text{ V}$. Su principal característica es la alta impedancia de entrada y su rechazo a modo común de 120 dB mínimo. Estas condiciones lo hace ideal para la adquisición de señales musculares (Texas Instruments, 2005). La figura 2.2 indica el diagrama de funcionamiento del INA128 y la ecuación correspondiente al mismo para determinar la ganancia configurada.

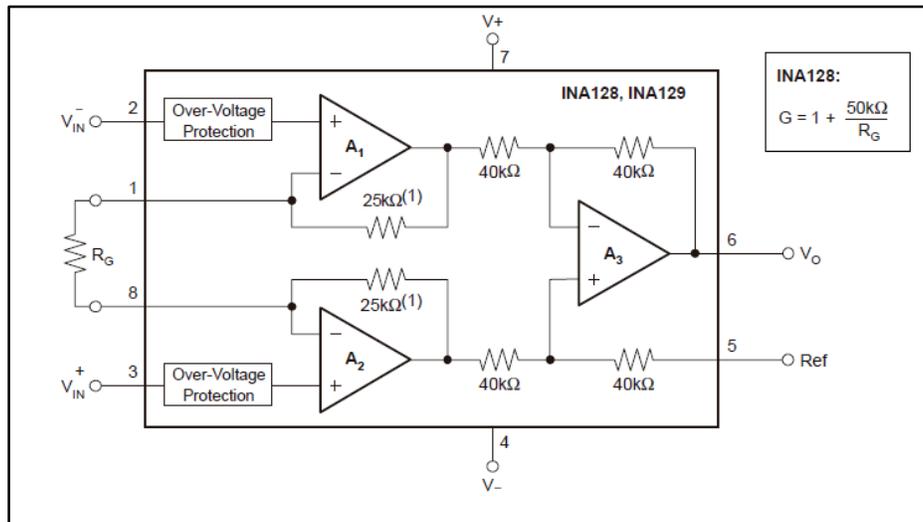


Figura 2.2: Esquemático del INA128 y ecuación de ganancia.
Fuente: (Texas Instruments, 2005)

2.1.1. Amplificador bioinstrumental

El circuito presentado en la figura 55 ha sido obtenido de la hoja de datos del INA128 en el cual se lo aplica como un amplificador Bio instrumental, donde dos electrodos proveen la señal biológica (A,B) y un tercer electrodo (C) es utilizado como referencia o masa del

sistema (Texas Instruments, 2005). En el circuito realizado se presenta una ligera variación al propuesto en la hoja de datos del INA128. Ya que se han incorporado seguidores de tensión a cada una de las entradas A, B y C. Aumentando la impedancia de entrada, lo cual permite que la señal que ingresa sea más estable frente a interferencias generadas por la red eléctrica (Spinelli, s. f.). Este circuito es utilizado para la adquisición de un solo canal EMG. En la figura 2.3 se muestra el circuito empleado para la adquisición de la señal muscular mediante cables apantallados.

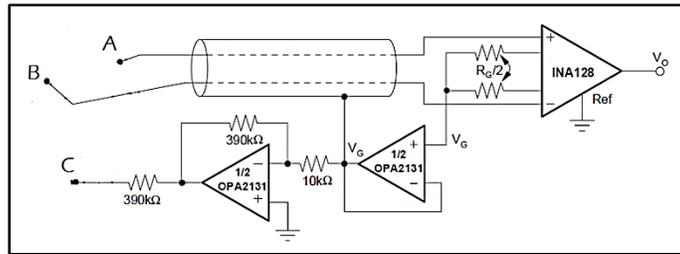


Figura 2.3: Circuito de adquisición para señales ECG y EMG.
Fuente: (Texas Instruments, 2005)

Se realizó un análisis de la ganancia del circuito implementado con el fin de comprobar que la misma se mantiene constante ante diferentes condiciones de entrada. Para esto se utilizó una señal sinusoidal de diferente amplitud. Los resultados se expresan en la tabla 2.1. Este aspecto resulta fundamental para comprobar el correcto comportamiento del sistema ante una señal EMG, ya que como se conoce cada impulso muscular será diferente al anterior, pues la potencia del mismo será siempre variable.

Tabla 2.1: Vin vs Vout según la ganancia del Amplificador Instrumental.

Rg [kΩ]	G [u]	Vin(pp) [V]	Vout [V]
4,4	12,36	0,1	1,23
4,4	12,36	0,85	10,50
4,4	12,36	1	12,36

2.1.2. Filtrado analógico de la señal EMG

Luego de la adquisición de la señal es importante la implementación de una etapa de filtrado, principalmente para eliminar el ruido producido por la red eléctrica. Por tal motivo se empleó un filtro notch, el cual funciona como un elimina banda, configurado para 60Hz. El circuito se indica en la figura 2.4 (Vega, 2012).

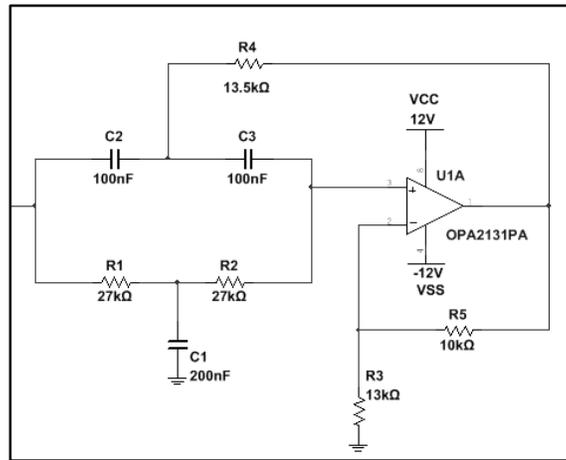


Figura 2.4: Filtro Notch implementado en el sistema para la reducción del ruido eléctrico.

El diseño del filtro presentado viene dado por:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (\text{ec. 2.2})$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - A_v} \quad (\text{ec. 2.3})$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{ec. 2.4})$$

$$A_v = \frac{10k}{13k} + 1 = 1,7923$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - A_v} = 2,1667$$

$$R = \frac{1}{2 \times \pi \times 60 \times 470nF} = 5643.792 \approx 5,6k$$

$$F_{cReal} = \frac{1}{2\pi RC} = 60.4692 \text{ Hz}$$

Luego de diseñado el filtro elimina banda se procedió a realizar pruebas de funcionamiento del mismo, con el fin de comprobar que efectivamente se reduzca el ruido asociado a la banda de los 60 Hz. Para ello se obtuvieron los diagramas de Bode del filtro simulado y el real. Los resultados se pueden apreciar en las imágenes siguientes.

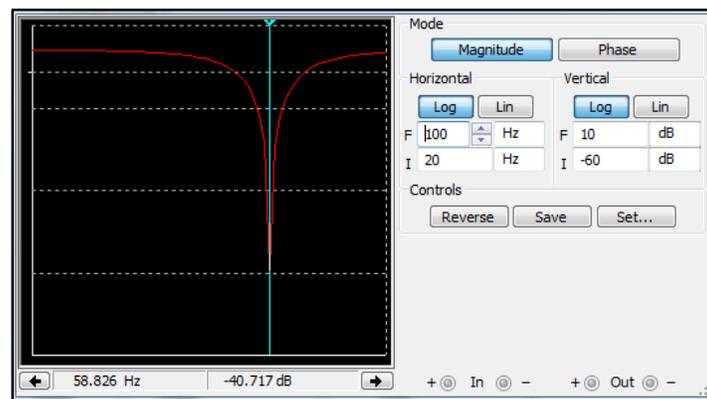


Figura 2.5 Diagrama de bode del circuito simulado.

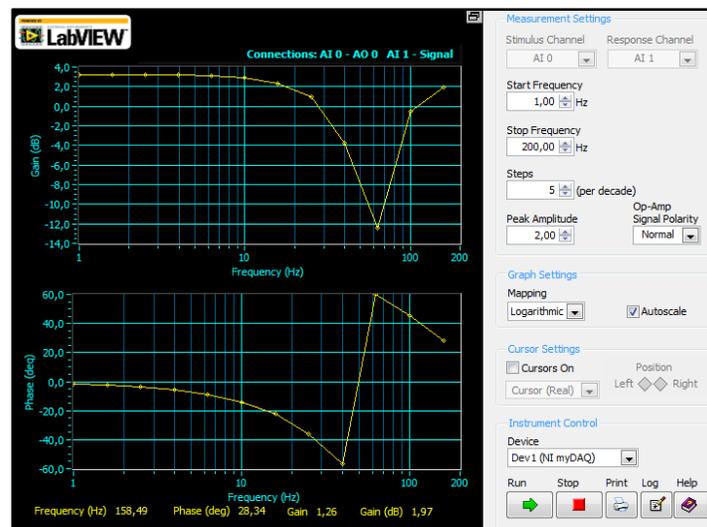


Figura 2.6: Diagrama del circuito real obtenido mediante la tarjeta de adquisición MyDAQ.

Una vez realizadas las pruebas de funcionamiento expresadas anteriormente se procedió a integrar el sistema de filtrado al circuito de adquisición de las señales EMG. Los resultados se muestran en la figura 2.7.

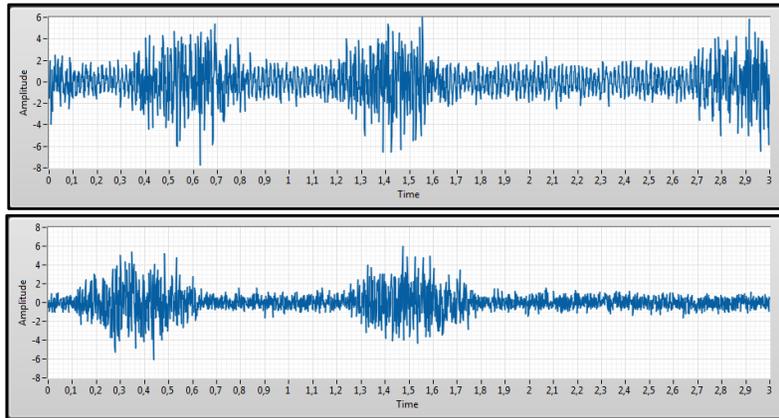


Figura 2.7: A) Señal EMG sin eliminar banda de 60Hz. B) Señal EMG obtenida luego del filtro notch implementado.

El circuito final realizado para la adquisición de dos canales de señal muscular se muestra en las figuras a continuación.

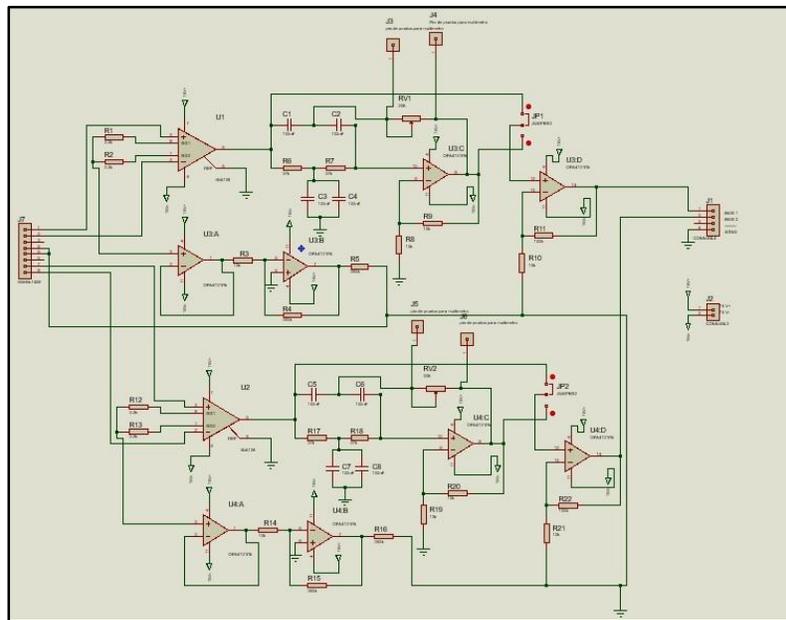


Figura 2.8: Esquema del circuito de adquisición.

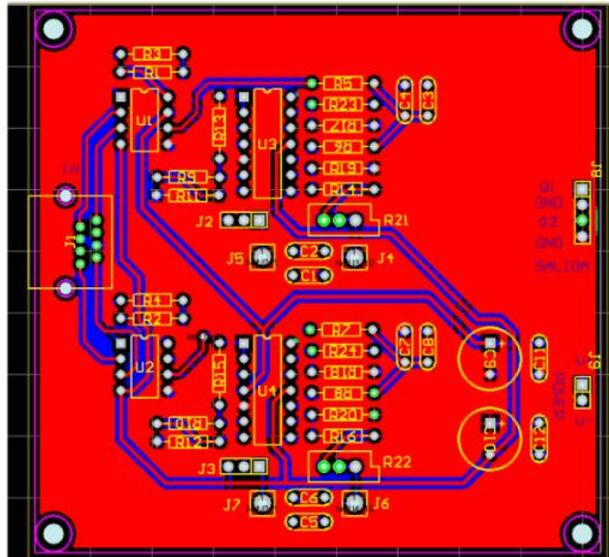


Figura 2.9: Placa del circuito de adquisición.

2.1.3. Análisis muscular

Una vez culminada la etapa de adquisición y filtrado analógico se procede a adquirir la señal muscular mediante la tarjeta de adquisición myDac para llevar a cabo un análisis espectral de cada una de las frecuencias existentes en las diferentes señales obtenidas de los siguientes músculos: Bíceps, Tríceps, Trapecio, Pectoral. El fin es encontrar un rango de frecuencia común donde la señal de todos estos músculos posea la mayor potencia para posteriormente trabajar en el entrenador con la información que se encuentre dentro de este rango.

Para realizar el correspondiente análisis se realiza un programa en LabView que transforma la señal que ingresa en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia mediante la herramienta Spectral Measurement a través de la Transformada Rápida de Fourier (FFT). (Véase figura 2.10)

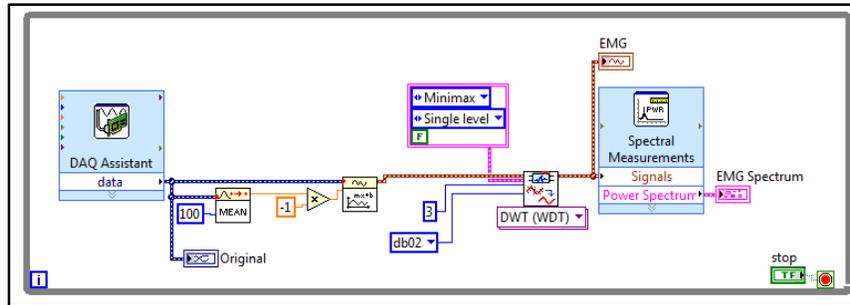


Figura 2.10: Programa diseñado para la obtención del espectro de frecuencias de una señal EMG.

Los resultados obtenidos se presentan en dos señales para cada músculo. La primera corresponde a la señal EMG adquirida y procesada. La segunda señal representa el espectro de frecuencia del impulso muscular en dB, realizando la transformada rápida de Fourier.

Bíceps: Para obtener la señal muscular del bíceps se flexiona el codo en ángulo recto y hacia abajo, con la cara dorsal del antebrazo en posición horizontal. Finalmente se flexiona el brazo aplicando fuerza.

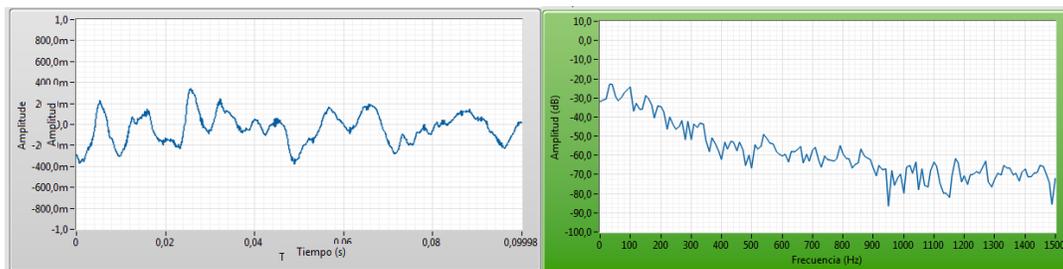


Figura 2.11: Muestra de frecuencia músculo bíceps.

Tríceps: Para obtener la señal muscular del tríceps se eleva el extremo acromial de la clavícula y la escapula. Finalmente se extiende el brazo en dirección antero lateral.

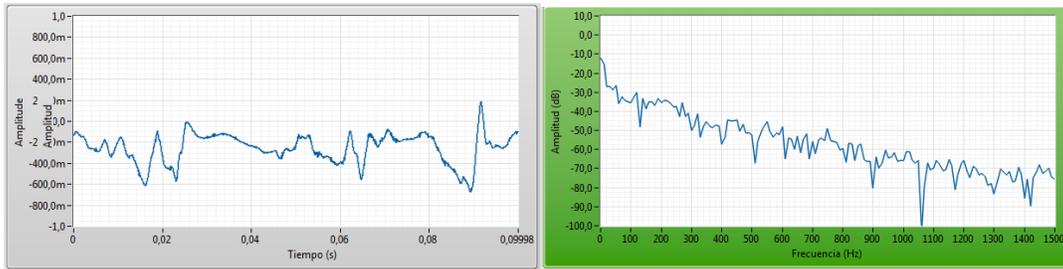


Figura 2.12: Muestra de frecuencia músculo tríceps.

Trapezio: Para lograr una contracción muscular correcta del músculo trapecio, es necesario elevar el brazo en sentido de la cara dorsal del hombro y se realiza una contracción voluntaria.

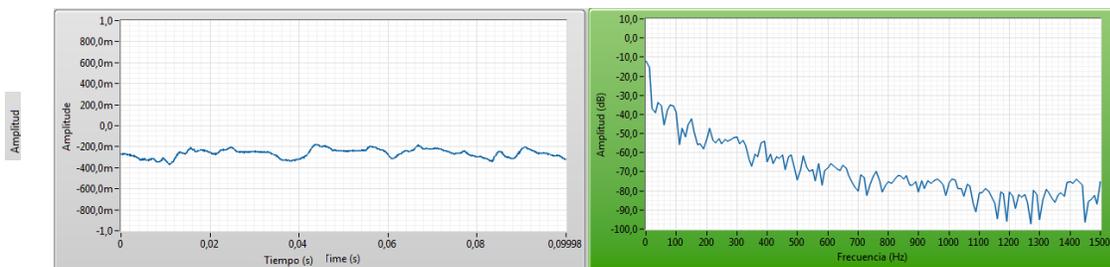


Figura 2.13: Muestra de frecuencia músculo trapecio.

Pectoral: Para el músculo pectoral se debe iniciar en un estado de relajación, posteriormente se realiza una contracción voluntaria del músculo pectoral superior.

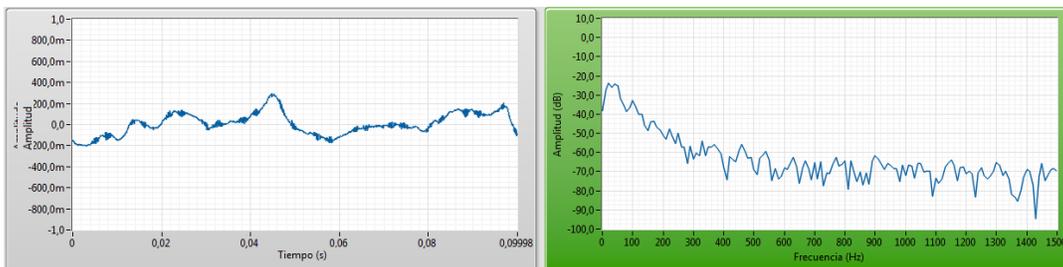


Figura 2.14: Muestra de frecuencia músculo pectoral derecho.

A continuación se presentan tablas resumen de varias muestras tomadas en cada uno de los músculos indicados para determinar el rango de frecuencias donde existe mayor intensidad en la señal. Para este análisis se ha seguido el siguiente procedimiento: Inicialmente se capta la señal EMG y se la transforma al dominio de la frecuencia, luego se determinan los puntos en los cuales la señal posea amplitud mínima (cercana a cero). Se determina el rango de frecuencias comprendido entre dos puntos mínimos y se establece entre cuál de estos se encuentra mayor potencia muscular.

Tabla 2.2: Rangos de frecuencia obtenidos en el bíceps del brazo derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”.

Músculo	Rango de Frecuencia Hz			
	Rango 1	Rango 2	Rango 3	Rango 4
Bíceps	20-80 *	80-120		
Bíceps	20-60	60-110 *	110-150	
Bíceps	20-40*	40-140		
Bíceps	20-100	100-170	170-200	
	*			
Bíceps	20-50	50-100*	100-130	130-190

Tabla 2.3: Rangos de frecuencia obtenidos en el tríceps del brazo derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”.

Músculo	Rango de Frecuencia Hz			
	Rango 1	Rango 2	Rango 3	Rango 4
Tríceps	20-90	90-190*		
Tríceps	30-110	110-200*		
Tríceps	20-90	90-150*	150-200	

Tabla 2.4: Rangos de frecuencia obtenidos en el trapecio izquierdo, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”.

Músculo	Rango de Frecuencia Hz			
	Rango 1	Rango 2	Rango 3	Rango 4
Trapezio	30-70*	70-100		
Trapezio	20-40*	40-80	80-110	
Trapezio	20-130*	130-185		
Trapezio	20-80*	70-100		

Tabla 2.5: Rangos de frecuencia obtenidos en el pectoral derecho, El rango que presenta mayor potencia se encuentra marcado con un “*”.

Músculo	Rango de Frecuencia Hz			
	Rango 1	Rango 2	Rango 3	Rango 4
Pectoral	20-90*	90-145		
Pectoral	30-120*			
Pectoral	20-100*	100-170		
Pectoral	20-90*	90-145		

En base a esto se observa que los rangos de frecuencia donde existe mayor potencia de la señal en todos los músculos analizados se encuentra entre el rango de 20 Hz - 120 Hz. Aunque en el musculo tríceps el rango con mayor actividad se encuentra entre los 90 Hz - 200 Hz.

2.2. Acondicionamiento de la señal EMG

Una vez adquirida la señal en la PC, se procesa la misma con el fin de mejorar aún más su calidad. Para esto se utilizará la transformada wavelet discreta. Una transformada wavelet se define, en este caso específico, como una herramienta matemática que permite la discriminación de vibraciones anormales de las normales dentro de una señal (Osorio, 2006). A continuación se explicará a breves rasgos el funcionamiento de esta transformada para tratar señales y vibraciones.

Una Transformada Wavelet es eficiente para el análisis de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad, ya que permite un mapeo en una representación de tiempo-escala. La aplicación de estas funciones permite reconstruir la señal original a través de la Transformada Wavelet inversa (Unicen, 2006).

En 1984 se utiliza por primera vez el término wavelet para definir a todas las funciones que se utilizan para muestrear una señal cualquiera de la cual se buscan analizar diferentes parámetros y se propone la siguiente ecuación para definir dichas funciones (Osorio, 2006).

$$S(\tau, a) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \omega * \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (\text{ec. 2.5})$$

Donde ω^* es el conjugado de la wavelet madre que será escalada y corrida punto a punto para determinar los niveles de comparación respecto a la señal $s(t)$. a Representa la escala o dilatación de la wavelet y es igual $a = \frac{f}{f_{central}}$ y establece el grado de resolución con el cual se analiza la señal. Finalmente τ representa la traslación en el tiempo.

Existen dos tipos elementales de transformadas wavelet: la transformada continua (CWT) y la transformada wavelet discreta (DWT). A continuación se explica a breves rasgos el funcionamiento de cada una de ellas y su importancia en el procesamiento de señales o vibraciones.

2.2.1. Transformada wavelet continua (CWT).

La CWT permite el análisis de una señal en un segmento localizado de esta y consiste en expresar una señal continua como una expansión de términos o coeficientes del producto interno entre la señal y una Función Wavelet Madre (Romo et al., 2007) (Unicen, 2006).

Para demostrar el análisis realizado de esta función, se determinara una función cualquiera como $g(t)$ a la cual se realizara un escalamiento “a” y una traslación “b” en el tiempo, resultando:

$$g_a^b(t) = g\left(\frac{(t-b)}{a}\right) \quad (\text{ec. 2.6})$$

Si $g(t)$ cumple con:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} g(t)dt = 0 \quad (\text{ec. 2.7})$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} g^2(t)dt = 1 \quad (\text{ec. 2.8})$$

Entonces se puede considerar a la función $g(t)$ como una función wavelet madre definida anteriormente y esta equivale a la función con escalamiento y traslación aplicada en la ecuación 2.5. El resultado se define como la transformada wavelet continua (CWT) (ec. 2.10).

$$\omega(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \omega\left(\frac{(t-b)}{a}\right) \quad (\text{ec. 2.9})$$

$$CWT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \omega * \left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (\text{ec. 2.10})$$

2.2.2. Transformada wavelet discreta (DWT)

Una transformada wavelet discreta en términos generales se basa en aproximar a sumatorias sobre redes discretas relativamente finitas los cálculos integrales realizados en una CTW. Para ello se discretizan los parámetros a analizar remplazando el mapeo continuo de la señal por valores finitos que se analizarán (Serrano, s. f.). Para definir una DWT se tomara en cuenta una wavelet Haar, la cual viene dada por:

$$S(t) \begin{cases} 1, 0 < t < 0, \\ 0, 5 < t < 1 \quad (\text{ec. 2.11}) \\ 0, \text{ resto} \end{cases}$$

Una función discreta cualquiera como:

$$F(n) = [1 \ 2 \ 3 \ 4 \ 5 \ 6 \ 7]$$

Se define

$$A_n = \frac{F_{2n-1} + F_{2n}}{\sqrt{2}} \quad (\text{ec. 2.12})$$

$$D_n = \frac{F_{2n-1} - F_{2n}}{\sqrt{2}} \quad (\text{ec. 2.13})$$

Si se sustituye el valor de $n = 1$ en $F(n)$ entonces se obtendrá un valor de A_1 y otro de D_1
 Las subfunciones resultantes tendrán la mitad del tamaño de la función original $F(n)$ y si se conocen estas últimas, la primera se podrá recuperar a partir de ellas mediante:

$$F(n) = \left[\frac{A_1+D_1}{\sqrt{2}}, \frac{A_1-D_1}{\sqrt{2}}, \dots, \dots, \frac{A_n+D_n}{\sqrt{2}}, \frac{A_n-D_n}{\sqrt{2}} \right] \quad (\text{ec. 2.14})$$

Que se puede escribir como:

$$F(n) = A_n^1 + D_n^1 \quad (\text{ec. 2.15})$$

Dónde:

$$A_n^1 = \left[\frac{A_1}{\sqrt{2}}, \frac{A_1}{\sqrt{2}}, \dots, \dots, \frac{A_n}{\sqrt{2}}, \frac{A_n}{\sqrt{2}} \right] \quad (\text{ec. 2.16})$$

$$D_n^1 = \left[\frac{D_1}{\sqrt{2}}, \frac{D_1}{\sqrt{2}}, \dots, \dots, \frac{D_n}{\sqrt{2}}, \frac{D_n}{\sqrt{2}} \right] \quad (\text{ec. 2.17})$$

Se definen matrices $V = \begin{pmatrix} 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} \end{pmatrix}$

$$W = \begin{pmatrix} 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} \end{pmatrix}$$

Tales que

$$A_n^1 = [A^1][V_n^1] \quad (\text{ec. 2.18})$$

$$D_n^1 = [D^1][W_n^1] \quad (\text{ec. 2.19})$$

Siguiendo este mismo principio se puede hacer un análisis en diferentes niveles. De tal manera que $F(n)$ se podrá recuperar de interacciones sucesivas de los resultados de A^n y D^n . La aplicación de esta transformada consiste en que generalmente la señal a analizar se descompone en los componentes de baja y alta frecuencia. Ambas señales resultantes sumadas contendrán ahora el doble de muestras que la señal original, por tal motivo es que en los procesos matemáticos realizados en la PC se realiza un “downsampling” a la mitad para no superar el número de muestras que se desea obtener de la señal a recuperar. Las ecuaciones descritas y demostraciones realizadas fueron basadas en el trabajo “Algoritmo para la detección de vibraciones anormales en maquinarias utilizando la transformada wavelet” (Osorio, 2006).

Si se sigue esta lógica de “downsampling” por cada nivel de análisis que se realiza el número de muestras existentes en las señales resultantes A_n y D_n se vera reducida a la mitad. Este aspecto es importante considerar puesto que podrian existir señales que al reducirse demasiado el número de muestras se pierda información de importancia dentro de la misma. En cualquier caso la aplicación del nivel a utilizar dependerá directamente de la

señal en el tiempo y la energía de los componentes que conforman la misma en la frecuencia.

La transformada wavelet discreta es sumamente utilizada para el filtrado de BioPotenciales, debido a que en estos casos la señal que posee la información requerida esta principalmente formada por frecuencias relativamente bajas (O. Hernandez & Olvera, 2009). Por tal motivo lo que se hace con la señal obtenida en la tarjeta de adquisición es separarla en dos componentes, como se mencionó anteriormente, la primera componente de la señal estará conformada únicamente por las frecuencias bajas y la segunda componente por las frecuencias altas ya que por lo general las componentes de alta frecuencia son producidas por ruido y en una etapa de filtrado se eliminan, quedándonos únicamente con la primera componente. Esta nueva señal será más clara y con menos ruido que la adquirida, asemejándose cada vez más a la señal original $F(n)$ obtenida del cuerpo.

El procedimiento de separación en componentes de alta y baja frecuencia puede repetirse durante varios niveles. Un ejemplo de esto se muestra en la figura 2.15, donde se realiza una DTW de tres niveles. Se enseñan los resultados de cada uno de los niveles de filtrado hasta llegar a la señal final.

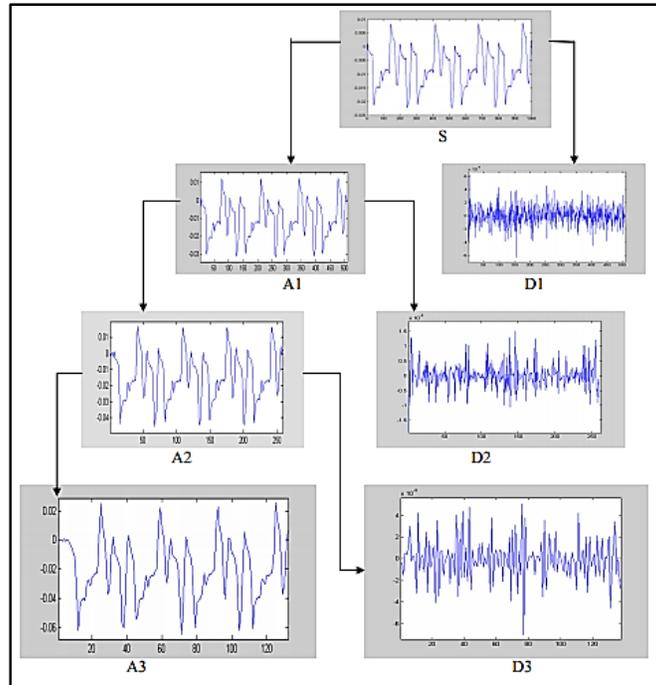


Figura 2.15: Filtrado DWT de tercer nivel de una señal analógica.
Fuente: (Osorio, 2006)

En el siguiente gráfico se muestra una señal obtenida de la contracción muscular del bíceps del brazo derecho en contraste con la señal resultante luego de la aplicación de la transformada wavelet discreta (DWT) en Labview. Como se puede observar los resultados son significativos.

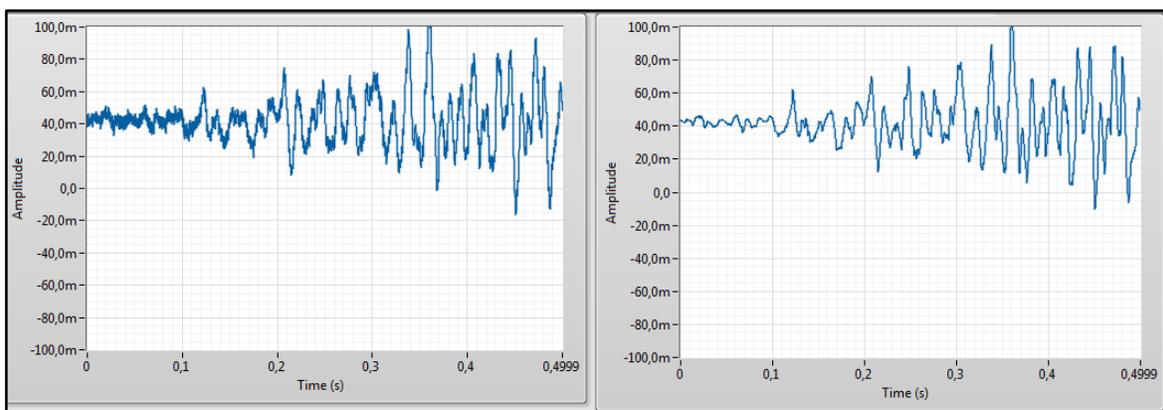


Figura 2.16: Señal EMG original vs DWT de 3er nivel.

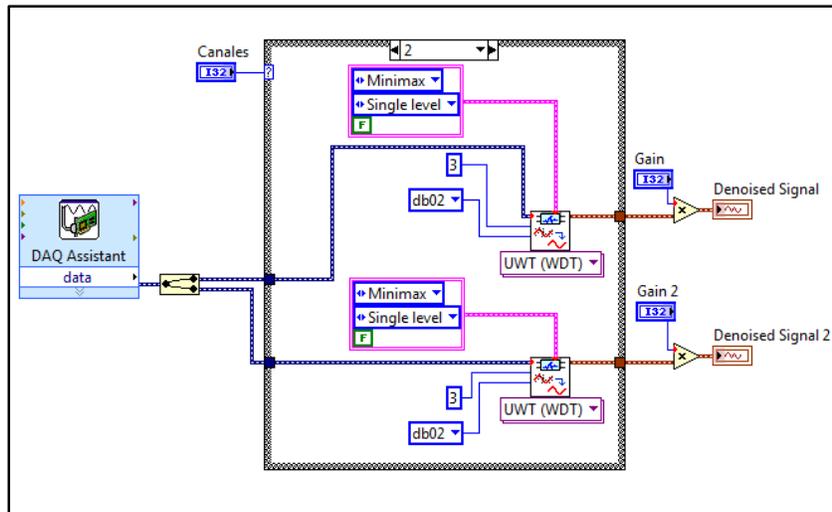


Figura 2.17: Programa realizado para el filtrado wavelet de dos canales de adquisición para señales EMG.

2.3. Procesamiento de la señal EMG

Ahora que se ha acondicionado la señal y se ha reducido el ruido incorporado en la misma proveniente de los diferentes componentes que conforman el sistema analógico y de adquisición, como también los artefactos externos inmersos en el entorno donde se ubique el usuario, se procesa la misma para generar los controles que comandarán la mano virtual dentro del entrenador. Nuestro punto de enfoque para generar un pulso de control que indicará la apertura o cierre de la mano viene dado por un valor pico de la señal, el cual será provocado ante la presencia de una contracción muscular. Si dicho valor supera un umbral determinado, se considerará un pulso de comando para la mano, de no ser así no existirla respuesta alguna por parte del sistema.

El valor determinado para este umbral se ha fijado en 500 mV con el fin de despreciar cualquier posible ruido que ingrese hacia el sistema y evitar órdenes en falso hacia la mano virtual y la prótesis real.

Para que el usuario conozca su capacidad inicial en cuanto a la generación de señales EMG, se ha realizado un programa de adquisición en Labview que permita configurar a este su señal muscular a gusto conforme la visualiza en una pantalla. Como se mencionó anteriormente se pueden utilizar cuatro músculos sugeridos en esta configuración: pectoral, bíceps, tríceps y trapecio. El programa guiará a la persona en la colocación de los electrodos en los puntos adecuados de cada uno de estos músculos para la generación de señales EMG correctas. Luego se procederá a comprobar si es que la señal mioeléctrica que inicialmente genera el paciente es apta para superar el umbral definido (Véase figura 2.18). Es importante que el usuario sea capaz de llegar a superar este umbral con una contracción media o incluso baja, pues si es necesaria una contracción fuerte a lo largo de un tiempo el músculo será sobre exigido y el paciente no podrá cumplir con una sesión adecuada de entrenamiento. Para solucionar este posible inconveniente se plantea una ganancia en la señal EMG modificable por el usuario, de tal manera que cuando este se sienta cómodo con el tipo de contracción que debe realizar proceda a utilizar el entrenador. La configuración se puede hacer de uno o dos músculos, permitiendo al usuario determinar que músculo es más apto según las pruebas de umbral que se realicen en este programa. El objetivo a cumplir por el paciente será disminuir cada vez el valor de esta ganancia conforme mejora su señal muscular mediante el uso del entrenador. El programa aquí descrito se incorporará al Entrenador Virtual y Real de prótesis mioeléctrica de mano derecha realizado, presentando una etapa de pre configuración de la señal mioeléctrica.

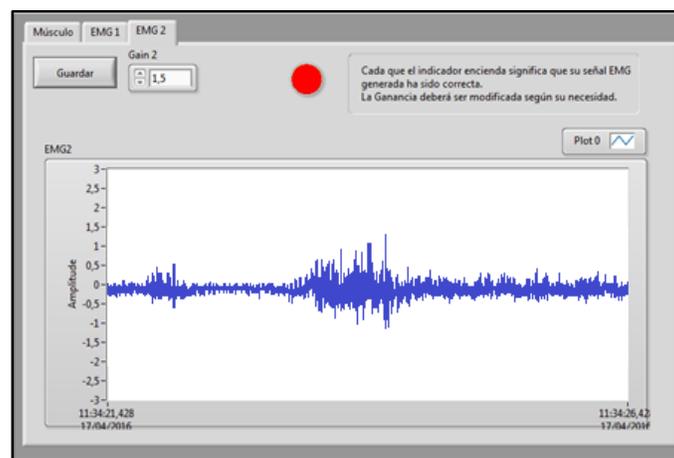


Figura 2.18: Configuración de la señal EMG del usuario para el músculo 1.

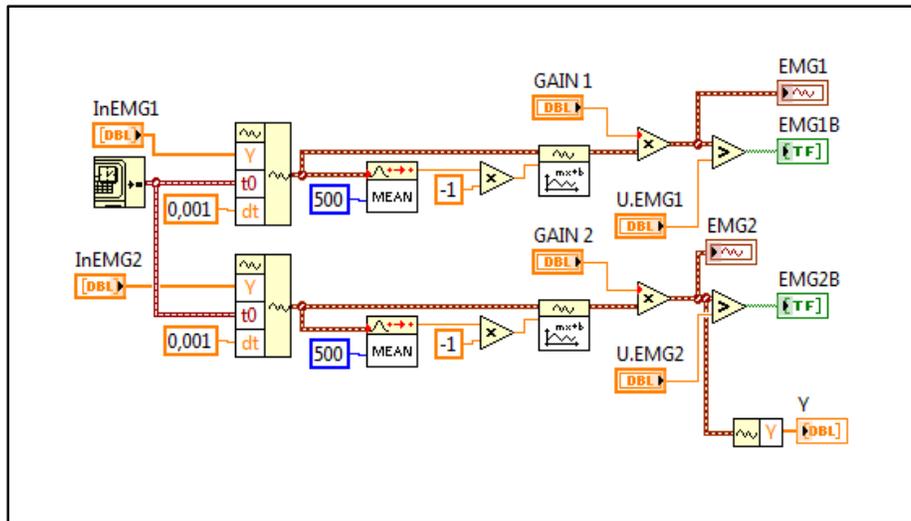


Figura 2.19: Programa de Configuración de la señal EMG para dos canales de adquisición.

2.4. Entrenador virtual de prótesis de mano

Un entrenador virtual de prótesis mioeléctrica es un software o interfaz que tiene como principal objetivo la sustitución de la prótesis real durante el proceso de aprendizaje y acoplamiento del usuario a los sistemas mioeléctricos con el fin de eliminar la inversión económica, muchas veces innecesaria, en caso que la persona no resulte apta para la manipulación de una prótesis de este tipo. Por otra parte busca también reducir el impacto psicológico generado en la persona al momento de manipular una prótesis, pues estudios demuestran que para un gran número de amputados, en especial los niños, resulta en cierto punto hasta traumático manipular de repente una mano robótica que ahora parece formar parte de su cuerpo (Alonso Alonso et al., 2002)(Alonso Alonso, 2006). Para presentar una solución a esta problemática un entrenador virtual debe plantear ejercicios interactivos mediante un entorno virtual donde el usuario al generar señales EMG cumplirá con diversas tareas. Generalmente estos ejercicios poseen una representación virtualizada del miembro perdido por la persona amputada, pero existen también casos en los que dichos ejercicios únicamente consisten en medir la reacción del usuario ante un estímulo (Alonso Alonso et al., 2002). En cualquier caso lo que se debe recalcar es que los ejercicios a realizar en un entrenador, por diferentes que estos sean, deben ayudar al paciente a mejorar la calidad de

su señal EMG y luego de un proceso de entrenamiento este debe ayudar a la determinación de la aptitud del usuario para el manejo de la prótesis mioeléctrica de mano cuantificándola mediante algún parámetro.

Existen varios parámetros que se utilizan para determinar la aptitud de una persona, mismos que dependerán directamente del ejercicio propuesto por el entrenador, como son: la medición de la velocidad de reacción del usuario ante un estímulo determinado mediante la generación de una señal idónea EMG, la contabilización del número de aciertos que obtiene el usuario ante una tarea repetitiva, y la medición del tiempo invertido por la persona para realizar correctamente una determinada tarea, entre otros (Alonso Alonso et al., 2002) (Vallejos et al., s. f.) (R. Flores, 2013) (Alonso Alonso, 2006).

En base a todos estos aspectos a considerar, se ha diseñado un sistema sencillo e interactivo que busca disminuir la sensación de rechazo inicial que tiene una persona amputada ante el uso de una prótesis. El sistema presentado proporciona rutinas de entrenamiento a los usuarios para que a medida que lo utilicen sus capacidades en el manejo de una prótesis real aumenten. Para esto se ha implementado cuatro ejercicios diferentes que representan rutinas motoras determinadas. A continuación se describe cada una de las partes que conforman el entrenador virtual desarrollado.

2.4.1. Mano 3D

Para el desarrollo del entrenador de prótesis mioeléctrica diseñado fue necesaria la implementación de una mano virtual dentro de un entorno gráfico. Dicha mano realiza movimientos motrices básicos de una mano real, como lo son la apertura y cierre. El objetivo de utilizar una mano virtual realista y no un objeto simplificado es que la primera opción genera en la persona una mejor asimilación de lo que sucede en el entrenador, hecho que permitirá la rápida asimilación de nuevos conocimientos y por ende respuestas favorables cuando finalmente maneje una prótesis real. Pues de una manera interactiva el usuario sentirá que se encuentra manipulando su propia mano.

Se utilizó un modelo 3D de una mano humana diseñada en SolidWorks obtenida en la web (GrabCAD, s. f.). Esta posee la gran ventaja que se encuentra conformada por diferentes objetos que se ensamblan para obtener un único cuerpo. Cada uno de estos objetos representa las falanges proximales, mediales y distales de los dedos, la palma de la mano y el antebrazo (Véase figura 2.20). Es importante considerar este aspecto ya que posteriormente nos dará la facilidad de manipular a voluntad cada uno de estos elementos de forma independiente. Logrando así un aspecto muy realista cuando se simulen los diferentes movimientos que realiza una mano humana en los diferentes ejercicios del entrenador.

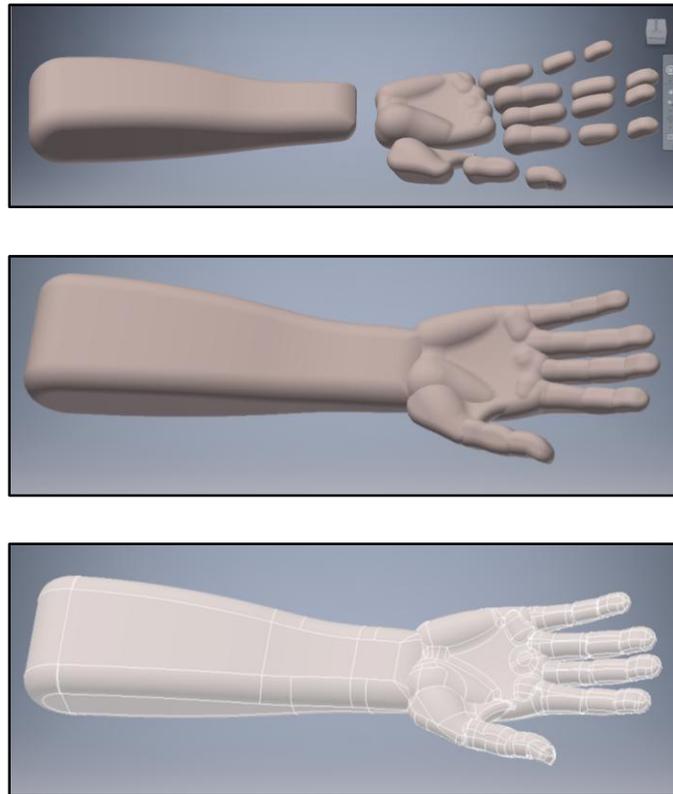


Figura 2.20: Modelado 3D de la mano a utilizar dentro del entrenador virtual.

2.4.2. LabVIEW Robotics

Ingenieros, investigadores y profesores alrededor del mundo han usado el software de diseño gráfico LabVIEW para diseñar aplicaciones de robótica de todo tipo, desde robots académicos hasta vehículos autónomos. El Módulo Robotics es un paquete de software que permite desarrollar aplicaciones de robótica utilizando LabVIEW. Proporciona algoritmos de robótica, asistentes de configuración de hardware y software y además ofrece una extensa biblioteca con conectividad integrada para sensores y actuadores (National Instruments, 2012)(National Instruments, 2015a).

Este módulo será utilizado para la implementación del entrenador virtual, pues las capacidades descritas anteriormente permiten que se pueda comandar fácilmente la mano virtual a realizar. Logrando conseguir efectos sumamente realistas en cuanto a las acciones motoras realizadas en los diferentes ejercicios planteados.

Al utilizar el módulo de LabView Robotics en nuestro entrenador, lo que se hará es comandar un entorno gráfico mediante la programación realizada. Dicho entorno posee la particularidad que obedece las leyes de la física básicas. Ventaja que se verá representada en los ejercicios realizados, pues el usuario podrá sentirse inmerso en una entorno virtual muy similar al real cuando la mano virtualizada que comandará mediante señales EMG a más de moverse, abrirse y cerrarse dentro del entorno pueda también empujar, sostener, soltar y derribar diferentes objetos que formaran parte de las tareas a realizar. Simulando en gran parte las situaciones reales con las que el futuro usuario de la prótesis mioeléctrica de mano lidiará en su vida diaria (National Instruments, 2015b).

2.4.3. Modelado de la mano

Para la creación de los entornos virtuales Labview utiliza una herramienta conocida como Robotics Simulator, basado en ODE (Open Dynamics Engine) un código abierto para la simulación dinámica de cuerpos rígidos. Actualmente es utilizado para simular vehículos,

objetos en entornos de realidad virtual y criaturas virtuales («Open Dynamics Engine - home», s. f.). LabView Robotics Simulator puede trabajar con diversos software de CAD, como por ejemplo SolidWorks, Google SketchUp, entre otros. Este aspecto permite la importación de modelos 3D diseñados en los siguientes formatos: .wrl, .ive, .dae. En nuestro caso el modelo de la mano modificado se importó como un archivo VRML (.wrl). Sin embargo antes de comenzar a trabajar con la mano importada es necesaria la asignación de un modelo físico a cada una de las piezas que conforman el objeto ensamblado con el fin de poder manipularlo dentro del entorno virtual a diseñar (Véase figura 2.21). Existen únicamente tres elementos posibles para la asignación de modelos físicos: esfera, cilindro, cubo (National Instruments, 2015b) (National Instruments, 2013).

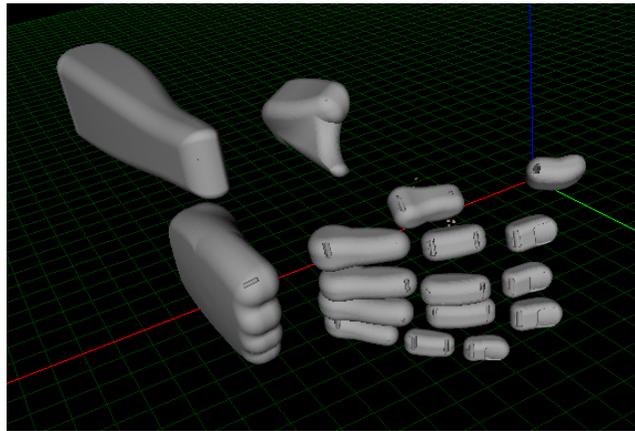


Figura 2.21: Importación de la mano virtual en formato .wrl al Robot Simulation Model Builder de Labview.

El generador de modelos permite añadir también sensores y actuadores en el modelo 3D previamente importado. Se colocaron 6 sensores de presión Interlink Electronics FSR en las yemas del dedo medio, índice y pulgar (Véase figura 2.22). Logrando asemejar aún más el modelo virtual al de la prótesis real, pues esta cuenta con los mismos sensores para la determinar cuando la mano a sujetado un objeto cualquiera y evitar que esta siga cerrándose y pueda llegar a dañarlo.

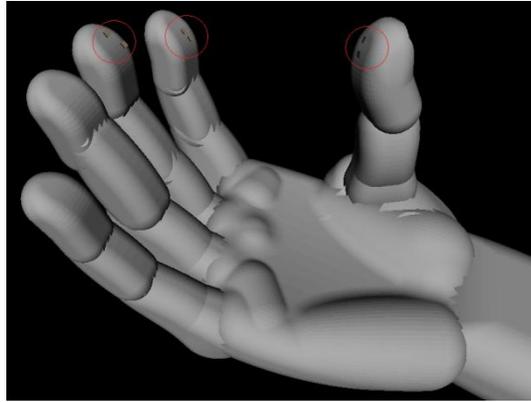


Figura 2.22: Ubicación de los sensores Interlink Electronics FSR.

Una vez colocados todos los componentes que conforman la mano es necesario realizar el ensamblaje de cada uno de ellos para lograr un único objeto móvil. Para esto es necesario declarar juntas o “joints” entre dos componentes independientes que deben unirse. La junta permite que los objetos independientes no se desprendan entre ellos, es decir permanezcan unidos ante cualquier condición (National Instruments, 2015b). Se puede asignar cuatro tipos de juntas diferentes como se muestra en la tabla 2.6. A cada junta se le puede asignar un motor con el fin de luego comandarlo, salvo a las juntas fijas. Cabe destacar que cada cuerpo que conforma la mano posee un determinado peso y un centro de masa y en base a esto se debe dimensionar el motor a utilizar en cada una de las juntas necesarias, pues de no ser así esta no soportara la fuerza que ejerce el cuerpo sobre el motor y colapsará, comenzando a girar como un péndulo. Se utilizarán cuatro motores diferentes situados en las juntas previamente definidas que permitirán que la mano se mueva, mismos que llevados a la realidad. El modelo físico de la mano 3D implementada se aprecia en la figura 2.23.

Tabla 2.6: Tipos de juntas permitidas en el Robot Simulation Model Builder de LabView.

Juntura	Descripción
Fija	Mantiene una posición relativa y orientación fija entre dos cuerpos.
Deslizador	Permite que un cuerpo se desplace a lo largo de un eje. Limitan dicho movimiento a una línea.
Bisagra	Sitúa un eje de rotación en el primer cuerpo alrededor del cual el segundo girará. Moviéndose en un único plano.
Esférica	Permiten el movimiento de rotación entre dos cuerpos.

Fuente: (National Instruments, 2015b)

Tabla 2.7: Motores virtuales implementados en la mano y su posicionamiento.

Motor	Posición
Pulgar 1	Articulación Metacarpofalángica
Pulgar 2	Articulación Interfalángicas
Dedos	Articulación Metacarpofalángica
Muñeca	Articulación Radiocarpiana

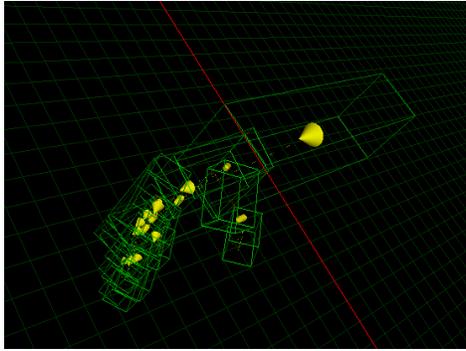


Figura 2.23: Modelo físico de la mano virtualizada a utilizar en el entrenador virtual.

2.4.4. Control del movimiento

Una vez colocados los motores en la mano virtual y definidos los parámetros necesarios para el correcto funcionamiento de los mismos, se procede con la programación para controlar el movimiento que cada uno de estos deberá realizar para que la mano cumpla con tres tareas básicas: apertura, cierre y movimiento de la muñeca. Con estos movimientos el usuario podrá cumplir con los diferentes ejercicios virtuales planteados y entrenar su señal muscular a medida que realice los mismos. El control de cada motor dependerá del tipo de motor que este sea. En este caso todos han sido declarados como Servo Motores con el fin de lograr un control preciso en los movimientos en la mano virtual.

Para controlar un motor de tipo Hitech HS400 (utilizado en el modelado de la mano) ya sea virtual o real, mediante el módulo de Labview Robotics se deben realizar tres pasos. Primero, identificar el motor a comandar e iniciar la conexión. En el caso del entrenador virtual la conexión con el motor será netamente una simulación, pero existe la posibilidad de manejar los motores mediante una tarjeta Daqx o FPGA. Luego de identificado el servo se debe comandar la posición del mismo en radianes mediante datos tipo *double* (decimales de doble precisión), lo que permite un control exacto. De aquí en más dependerá directamente de nuestra programación para determinar qué posición adquirirá cada motor en cada instante y bajo qué condiciones. Para este último caso se utilizarán las señales obtenidas de los sensores previamente colocados en el modelado. Como último paso se cierra la conexión de control hacia el motor. Un esquema simplificado de este

procedimiento se muestra en la figura 2.24. Cabe destacar que para la realización de cada uno de los ejercicios que manipulan la mano virtual fueron necesarias tomar diferentes consideraciones para comandar los motores, es por esto que se explicará cada uno de estos ejercicios de manera independiente en apartados posteriores.

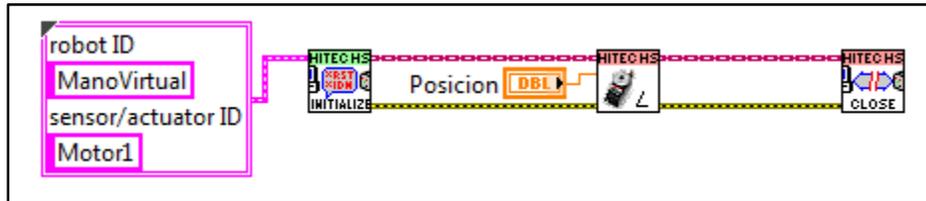


Figura 2.24: Programación básica necesaria para la manipulación de motores Hitechs HS400 virtuales.

2.4.5. Ejercicios del entrenador virtual

Se han planteado cuatro ejercicios diferentes que conforman el entrenador virtual. En tres de ellos el usuario deberá satisfacer una situación determinada mediante señales musculares que comandarán la mano virtual explicada anteriormente. El último ejercicio, por otra parte, entrenará la capacidad de contracción muscular de la persona.

Cada uno de estos ejercicios tiene como objetivo generar en el usuario un aprendizaje determinado y se espera que mediante la acción repetitiva de los mismos, durante varias sesiones de trabajo, la persona mejore su capacidad de generación de impulsos EMG aptos para la manipulación de la prótesis con una contracción catalogada como media o baja. Logrando un control efectivo al momento de generar movimientos de apertura y cierre.

Ejercicio uno

El primer ejercicio consiste en un control básico de apertura y cierre de la mano virtualizada mediante la generación de señales EMG con dos músculos. El primer músculo comandará los movimientos de apertura, mientras que el segundo será el encargado de controlar el cierre de la mano. Existen dos señales luminosas que encenderán repetitivamente luego de un tiempo aleatorio, indicando al usuario el momento en el cual

deberá realizar una contracción muscular. La señal lumínica roja hace referencia al cierre de la mano, es decir que el usuario deberá contraer el segundo músculo cuando la luz roja se encuentre encendida. La señal verde indica una contracción del primer músculo para realizar la apertura de la mano. Cada que se detecte la señal lumínica se registrará un intento en el músculo. Si en este instante se realiza una contracción muscular que supere el umbral, se considerará como un acierto. Se utilizarán dos botones pulsantes para indicar al paciente el funcionamiento del programa. Por defecto se encenderán diez veces cada indicador, pero se presenta la posibilidad de abandonar el ejercicio en cualquier instante. Finalmente se almacena la información de la actividad realizada en el archivo de registro antes mencionado.

El objetivo de este ejercicio es el de familiarizar al usuario con el sistema de entrenamiento virtual mediante una tarea básica de apertura y cierre de la mano. Se busca también vincular la generación de las señales mioeléctricas con un estímulo visual, así la persona asimilará que ante un estímulo cualquiera tendrá la posibilidad de comandar su futura prótesis de mano. Logrando que de una manera interactiva reconozca a esta como una extensión de su cuerpo, eliminando el rechazo inicial muy común existente en las personas amputadas hacia el uso de la prótesis.

En las siguientes imágenes se indica el modelado virtual de la mano para el ejercicio, como también el correcto funcionamiento del mismo.

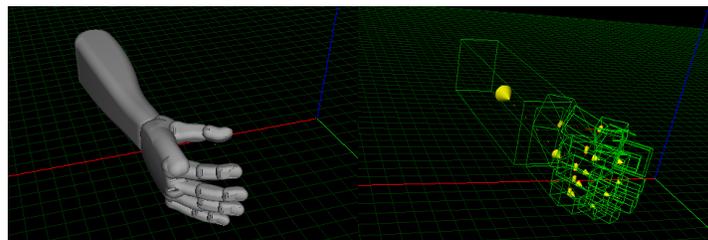


Figura 2.25: Modelado físico y visual de la mano utilizada para el ejercicio uno.

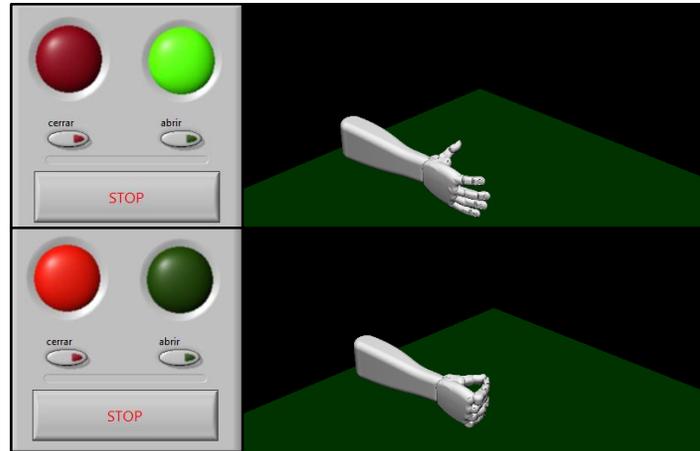


Figura 2.26: Apertura y cierre de la mano virtual mediante señales EMG mientras los indicadores se encuentran encendidos.

Ejercicio dos

El segundo ejercicio introduce al usuario a la ejecución de tareas con la mano virtual. En este caso debe cumplir con una función específica que se explica a continuación. El usuario tendrá que sujetar un objeto cilíndrico asentado sobre una mesa mientras la mano se mueve en el eje vertical con velocidad constante, es decir esta se encontrará subiendo y bajando de manera repetitiva sin tocar el objeto. Luego, en el momento justo, el usuario deberá realizar una contracción muscular apta para provocar que la mano cierre y poder sujetarlo, Cabe recordar que el entorno virtual realizado cumple con las leyes de la física básica, motivo por el cual si es que el usuario se anticipa o retrasa en generar una señal EMG adecuada el objeto cilíndrico será golpeado por la mano y por ende derribado. Luego de este primer acierto la mano se levantará mientras sostiene el objeto y realizará una secuencia de giros entorno a un eje central situado en el antebrazo. Ahora el usuario deberá realizar una contracción muscular que permita la apertura de la mano y provoque que esta deje caer el cilindro dentro de una caja situada en el piso. Los aciertos se considerarán cuando el usuario logre sostener el objeto (acierto en músculo dos) y cuando este lo suelte en el momento indicado para que el mismo termine dentro de la caja (acierto músculo uno). Los indicadores visuales pueden ser activados o desactivados según la complejidad deseada.

El objetivo de este ejercicio es el de desarrollar en el paciente una idea de coordinación entre el estímulo y la manipulación de la mano dentro de una situación a la cual la persona estará expuesta constantemente como es la manipulación de objetos con la prótesis. Mediante la tarea planteada la persona aprenderá a generar señales musculares correctas en momentos prácticamente instantáneos. Además introduce el concepto de la demora en movimiento de la prótesis real, lo que enseñará al usuario que este deberá realizar su comando EMG con anticipación para poder sujetar objetos cuando la mano o este último estén en movimiento.

Las figuras siguientes indican el modelo virtual de la mano realizado para este ejercicio así como también un ejemplo de su funcionamiento.

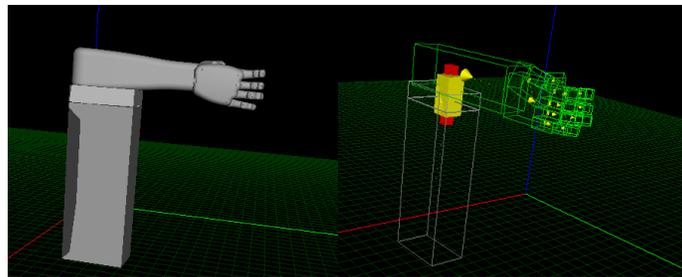


Figura 2.27: Modelado de la mano virtual para el ejercicio dos. Se incorporan dos motores para cumplir con las tareas indicadas anteriormente. Para el movimiento vertical se utilizó un motor tipo deslizador y para la rotación en el plano XY se colocó un motor tipo bisagra en el antebrazo.

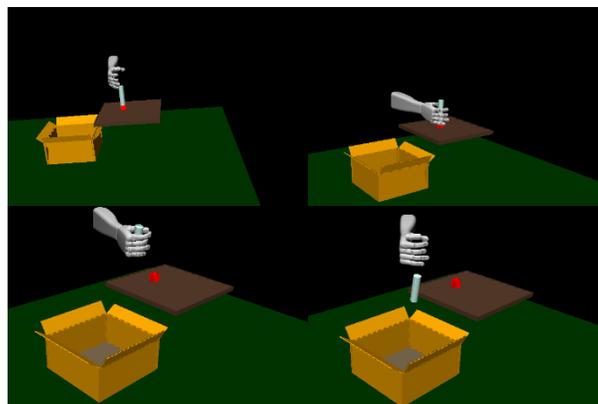


Figura 2.28: Secuencia de funcionamiento del ejercicio dos.

Ejercicio tres

Este último ejercicio de control de la mano virtual incorpora el movimiento de la muñeca, el cual puede ser modificado en la programación para que se realice mediante una tercera señal muscular adquirida del paciente, por el momento el programa se encuentra configurado para que esto se realice automáticamente. La tarea a cumplir en este ejercicio consiste en sujetar una jarra colocada sobre la mesa, levantarla y servir su contenido en un vaso situado al lado derecho. La tarea, como es apreciable, refleja una situación cotidiana donde se requiere de un control muy sofisticado de la prótesis pues la persona deberá calcular el momento preciso en el cual realizar el impulso muscular para provocar el cierre de la mano, sosteniendo la jarra y posteriormente, luego de cumplida la tarea de servir su contenido en el vaso, asentarla sobre la mesa nuevamente de tal manera que esta no pierda el equilibrio y se derrame. Al igual que en el ejercicio anterior, los indicadores lumínicos pueden ser activados o desactivados.

El aprendizaje a generar por este ejercicio es el de crear una perspectiva de la nueva realidad a vivir por la persona cuando esta disponga de su prótesis mioeléctrica de mano, es decir presentarle una situación cotidiana que puede satisfacerse mediante el uso adecuado de la prótesis. Además presenta la posibilidad de ampliar su uso hacia prótesis de mano que permitan el movimiento de la muñeca y entrenarse con este ejercicio.

Al igual que en los casos anteriores, las figuras que se presentan a continuación muestran el modelado virtual realizado para este ejercicio y un breve recorrido de la secuencia correcta a realizarse en el mismo.

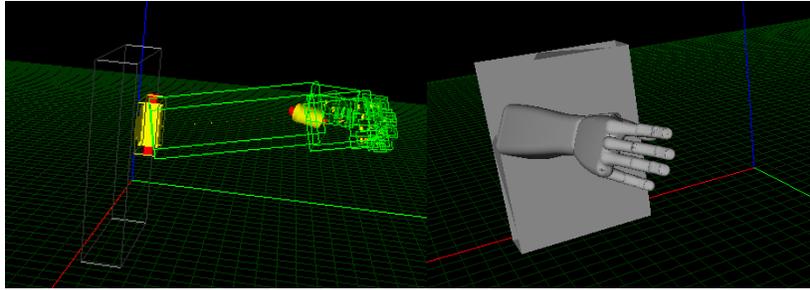


Figura 2.29: Modelado físico y visual de la mano virtual del ejercicio tres.

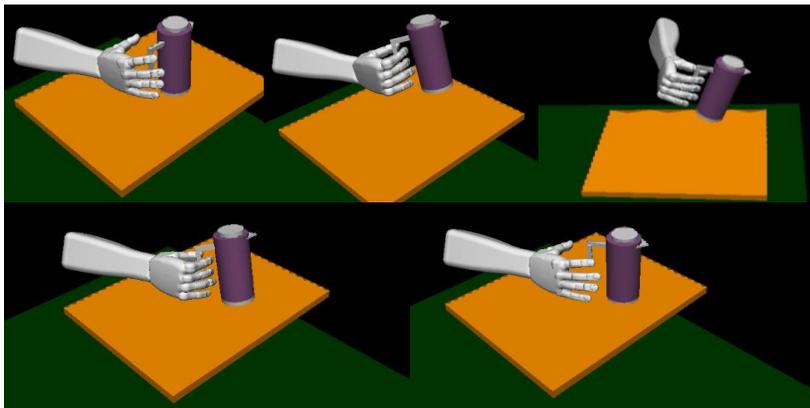


Figura 2.30: Funcionamiento secuencial del ejercicio tres.

Ejercicio cuatro

El ejercicio cuatro se encuentra enfocado netamente al entrenamiento de las señales musculares generadas por el usuario. El objetivo del mismo es lograr que la persona controle a voluntad la potencia de su señal EMG. Para ello se ha planteado una escala de cuatro estados: baja, media, alta y muy alta amplitud. El programa representa cada uno de estos estados mediante un color que cambia desde el amarillo al rojo, siendo amarillo el color que representa a una señal de baja amplitud EMG. Para llegar a este valor mínimo la persona deberá superar el umbral utilizado en los ejercicios anteriores y a partir de aquí deberá mejorar la potencia de su señal para llegar a los diferentes estados que el programa solicite. La tabla 2.8 indica la equivalencia de color respecto a la potencia de la señal EMG obtenida.

Tabla 2.8: Equivalencia de color respecto a la potencia de la señal EMG adquirida.

Color	Amplitud
Yellow	500 mV
Orange	650 mV
Brown	800 mV
Red	950 mV

Una vez iniciado el ejercicio aparecerá un recuadro con un color aleatorio de la escala. El usuario deberá generar una señal con una amplitud equivalente a dicho color presente en el recuadro, misma que se presenta al lado izquierdo (Véase figura 2.31). Si es que existe una igualdad de color se considera un acierto, caso contrario se contabilizaran los intentos empleados hasta lograrlo. Una vez cumplido esto se generará nuevamente un color aleatorio y la rutina se repite hasta que el usuario decida salir del ejercicio.

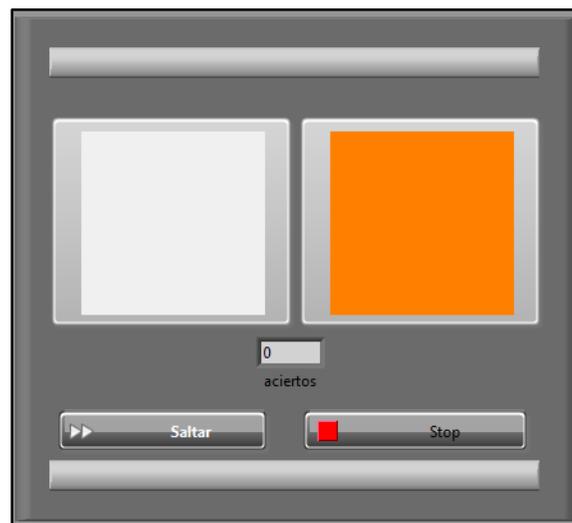


Figura 2.31: Pantalla principal del Ejercicio cuatro.

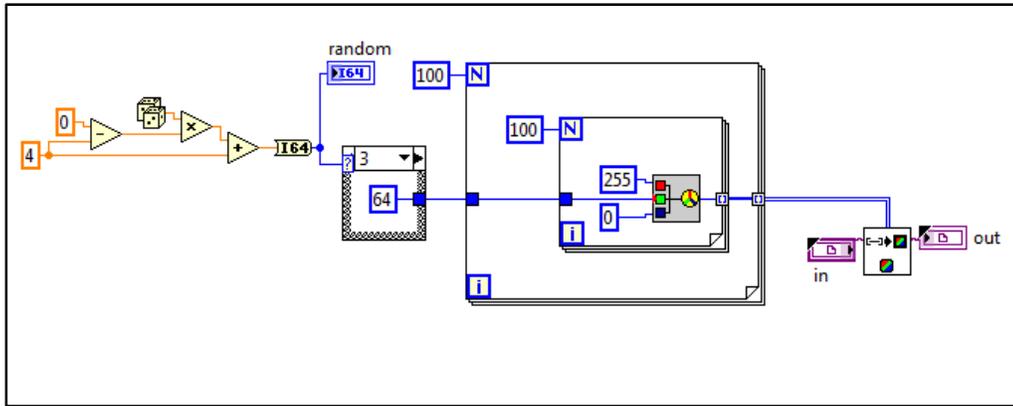


Figura 2.32: SubVI utilizado para la generación de un color aleatorio.

CAPÍTULO III

IMPLEMENTACIÓN DEL ENTRENADOR REAL DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO

En este capítulo se abarcará todo lo referente a la implementación del entrenador real de prótesis mioeléctrica de mano derecha. Para ello se describirá el funcionamiento de la prótesis tipo pinza disponible a ser manipulada. Se enseñará también las mejoras realizadas a la misma mediante la implementación de sensores de presión en los dedos índice y pulgar que conforman la pinza y un sensor de efecto hall que determinará cuando la prótesis se encuentre abierta. Finalmente se explicará el software realizado en Labview para el control de la mano virtual y la prótesis real de manera simultánea.

Los circuitos de acoplamiento de los sensores a implementarse, así como también el de control del motor que conforma la prótesis serán indicados a lo largo de este capítulo. Por otra parte se realizará una descripción de la tarjeta NI MyRIO 1900, la cual será implementada al sistema para mejorar su eficiencia, debido a las grandes bondades que presenta al momento de generación de señales PWM, mismas que serán utilizadas para un control preciso del motor que mueve la prótesis de mano. Además esta permite la adquisición de las señales EMG del circuito expuesto anteriormente y la de los sensores implementados de una manera sencilla y eficaz. Presentado sobre todo la posibilidad de una posterior ampliación del sistema para el control de más motores y sensores según se consideraría necesario.

3.1. Estructura prótesis mecánica

Las prótesis de mano mioeléctrica más utilizadas en la actualidad son las de tipo pinza o gancho. Esto se debe a su fácil construcción mecánica y el sistema de control electrónico necesario para manejar la misma, lo cual permite que su costo de adquisición sea sumamente inferior a la de las prótesis mioeléctrica que presentan mayores facilidades de movimiento. Este tipo de prótesis permiten únicamente la apertura o cierre de la misma, permitiendo a la persona sujetar diferentes objetos, incluso muy pequeños como tornillos o arandelas. Existen dos sub-tipos: las prótesis de pinza bidigital, las cuales permiten el movimiento de los dedos pulgar e índice; y las tridigital que incorporan el movimiento del dedo medio. En ambos casos se utiliza un único motor que mediante un sistema mecánico permite el movimiento simultáneo de los dedos, acercándolos entre si hasta encontrarse entre ellos o detectar un objeto intermedio, logrando sujetarlo con una fuerza relativamente considerable, la cual depende directamente del motor implementado en la prótesis en cuestión como también de la relación de ganancia de torque existente en el sistema mecánico implementado (Sanchez, Loaiza, & Cortés, 2006)(Rodríguez & Tovar, 2008).

En cuanto al control electrónico de este tipo de prótesis existen dos posibilidades que se utilizan en la actualidad. La primera opción y la más sencilla, es la de captar impulsos musculares como una señal digital, es decir se debe medir constantemente la amplitud de la señal EMG captada a través de electrodos superficiales y determinar si esta sobrepasa un valor umbral, lo cual será interpretado como una señal de control para el motor de la prótesis. Ese umbral debe ser lo suficientemente alto como para descartar amplitudes obtenidas por contracciones involuntarias de la persona, pero a su vez también debe ser fácil de sobrepasar cuando se realice una contracción voluntaria (Rodríguez & Tovar, 2008). El segundo sistema de control utilizado en este tipo de prótesis es el de adquisición analógica. Este nuevo sistema se encuentra implementado en manos mioeléctricas comerciales como por ejemplo la de la marca Ottobock, quienes implementan un sistema de Control Dinámico de Modo, el cual permite al usuario regular la velocidad y fuerza de aprensión según la potencia de la señal muscular captada (J. Loaiza & Arzola, 2011b). Ambos sistemas pueden ser comandados por un único canal de adquisición EMG que

provoque la apertura y cierre de la mano o por dos canales. Lo cual independiza el control de la prótesis a cada musculo, es decir un impulso en el primer músculo provocará el cierre de la mano y un impulso en el segundo músculo la apertura de la misma (Ortoka Ortopedia, s. f.) (Medical Expo, s. f.). Este último sistema será el que se implementará en la prótesis tridigital disponible.

La prótesis a utilizar, proporcionada por la universidad, consta con un único motor DC y un sistema de engranajes que permite la reducción de la velocidad de giro del motor, lo cual a su vez genera un movimiento progresivo de apertura y cierre. Se han incorporado sensores de presión en los dedos índice y pulgar que conforman la pinza. Mismos que mediante un análisis permitirán determinar cuando la prótesis se encuentre cerrada o haya sujetado un determinado objeto, independiente del tamaño que este posea. Además se coloca un sensor de efecto hall que determinará cuando la mano se encuentre totalmente abierta, evitando así posibles daños en el motor.

A continuación se realizará un breve recorrido por las principales partes que conforman la prótesis mioeléctrica de mano derecha a utilizar y las consideraciones tomadas en cada una de estas para realizar el control de la misma.



Figura 3.1: Prótesis de mano derecha tipo pinza.

3.1.1. Motor DC

La prótesis utiliza un motor DC cuyo voltaje de alimentación es de 9V. El control del motor se realiza mediante señales PWM a una frecuencia de 60Hz lo cual permite un correcto funcionamiento de la prótesis en cuanto a la velocidad a la cual realiza sus movimientos. Se consideró apropiada la implementación de un ciclo de trabajo independiente para la apertura y el cierre de la mano. En el primer caso se determinó necesario un ciclo de trabajo del 50%, el cual fue establecido mediante diferentes pruebas experimentales sobre el movimiento de la mano. Mientras que para el cierre se consideró preciso realizar un movimiento más lento que permita un mayor control de la pinza, motivo por el cual se utilizará una señal PWM con ciclo efectivo del 25%.

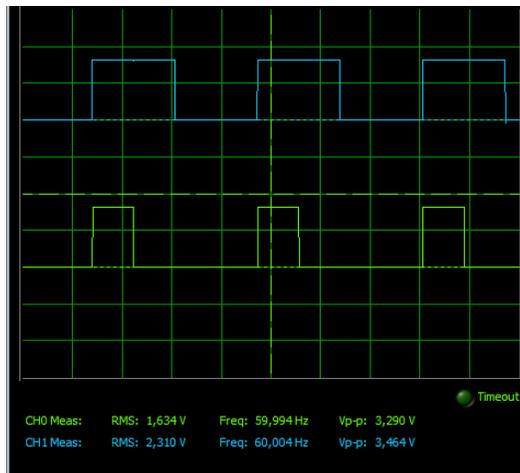


Figura 3.2: Señal PWM generada para la apertura con ciclo efectivo de 50% y señal PWM con ciclo de 25% generada para el cierre de la prótesis.

Como se había mencionado anteriormente la prótesis de mano deberá comandarse con las mismas señales EMG utilizadas en el entrenador virtual. Motivo por el cual se considera necesaria la implementación de un opto transistor en el sistema de control del motor DC, con el fin de eliminar al máximo el ruido electromagnético que se podría introducir en el circuito de adquisición de la señal EMG descrita en el capítulo II. El dispositivo utilizado es un opto transistor 4n25, el cual se acopla como se muestra en la figura 3.3

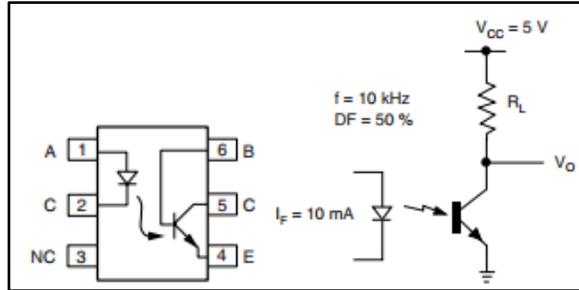


Figura 3.3: Esquema del opto transistor 4n25 y circuito de acople.

Entre los terminales AC se conecta la señal PWM, la cual enciende o apaga el diodo interno del componente, quien a su vez provocará la apertura y cierre del transistor entre CE.

Para utilizar el opto transistor se debe invertir la señal PWM, ya que si en el momento de cierre se utiliza un ciclo de trabajo del 25 %, esta conexión del integrado reflejará en la salida de una señal PWM con un ciclo de trabajo del 75 %. (Véase figura 3.4) Este aspecto es considerado al momento de realizar el software de control del dispositivo.

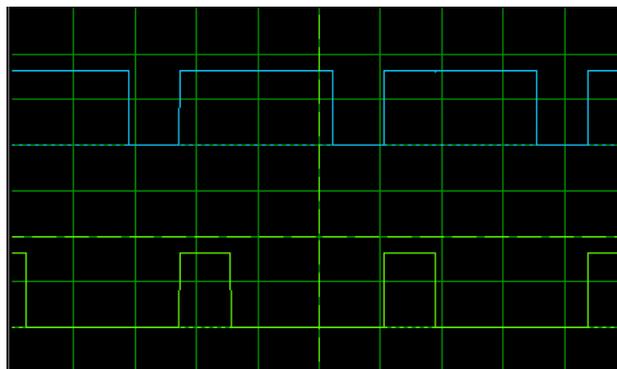


Figura 3.4: Señal PWM MyRio vs salida 4N25.

Como se describió al inicio de este capítulo, la prótesis cuenta con un único motor para realizar los movimientos, por lo cual es necesario realizar la inversión de giro del mismo

mediante un puente H integrado L293. Este integrado permite una corriente máxima de 1 A y un voltaje de alimentación del motor entre 4,5 V y 36 V (Medical Expo, s. f.).

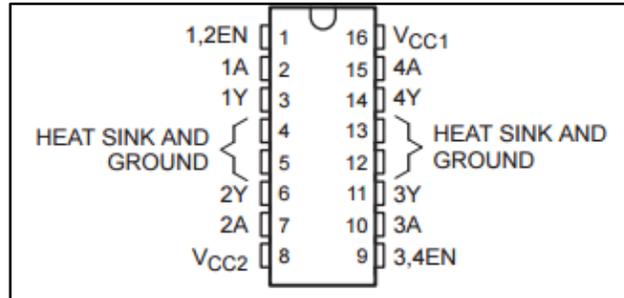


Figura 3.5: Circuito integrado L293.

Fuente: (Medical Expo, s. f.)

Para el circuito de control de la prótesis se utiliza una fuente de 12 V, con un regulador de voltaje a 9 V, la cual alimentará el motor, el puente h y los circuitos de adquisición de los sensores que se detallarán más adelante. De esta manera se tiene un sistema totalmente independiente del de adquisición de las señales EMG para evitar ruido eléctrico causado por el motor.

3.1.2. Sensores de fuerza

Para detectar la presión que se ejerce sobre los dedos de la prótesis mecánica se utilizaron dos sensores de fuerza: el Interlink Electronics FSR 400 y el Interlink Electronics FSR 402. Estos dos modelos únicamente se diferencian por el área efectiva del sensor, la cual es de 7,62 mm y 18,28 mm de diámetro respectivamente (Interlink Electronics, s. f.-b) (Interlink Electronics, s. f.-a). El sensor de mayor tamaño es ubicado en el dedo pulgar mientras que el de menor tamaño se coloca en el índice debido a la estructura mecánica de la prótesis.

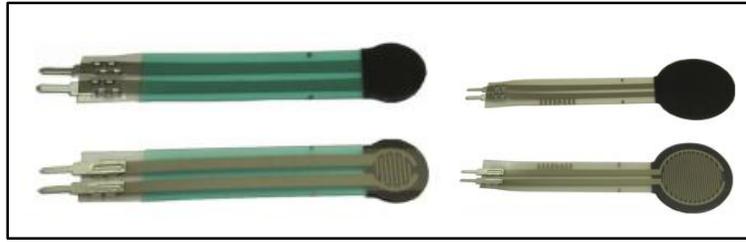


Figura 3.6: Sensor FSR 400 y Sensor FSR 402.

Fuente: (Interlink Electronics, s. f.-a)

Estos sensores resultan sumamente fáciles de utilizar, pues funcionan como una resistencia variable que cambia según el nivel de presión que se ejerce sobre los mismos (Véase figura 3.7). Esto permite que se pueda obtener un valor de voltaje variable según la presión existente en el dedo de la prótesis mediante el uso de un partidor de tensión (Ver figura 3.8).

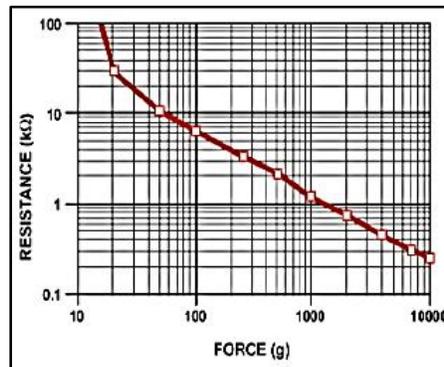


Figura 3.7: Resistencia Vs Fuerza.

Fuente: (Interlink Electronics, s. f.-b)

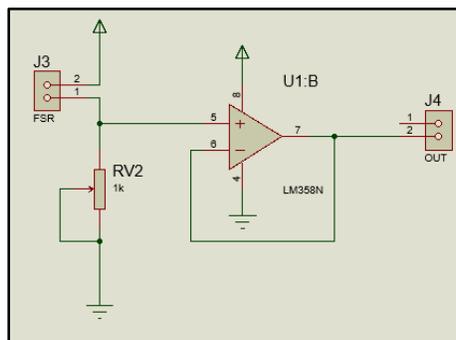


Figura 3.8: Circuito de acoplamiento de los sensores FSR interlink Electronics.

El voltaje de salida del circuito viene dado por la ecuación 3.1, donde RM se remplaza por una resistencia variable, ya que con ella se podrá configurar posteriormente la sensibilidad deseada para los sensores.

$$V_{out} = V \frac{RM}{RM + FSR} \quad (\text{ec. 3.1})$$

En la figura 3.9 se muestra la salida de voltaje del circuito ante diferentes valores de resistencia RM, aplicando distintas presiones al sensor.

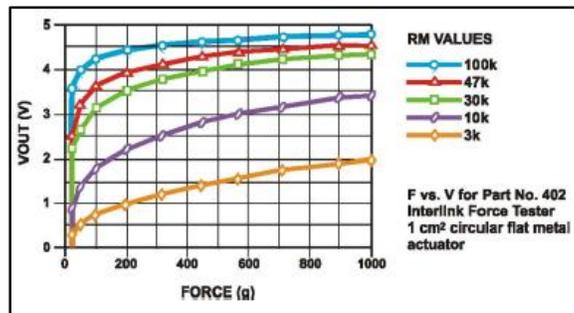


Figura 3.9: Gráfica Vout vs Fuerza para diferentes valores de RM.

Fuente: (Interlink Electronics, s. f.-b)

Los sensores implementados en la prótesis se pueden apreciar en la figura 3.10.

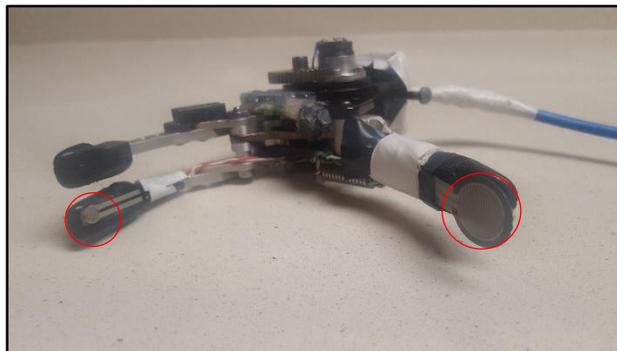


Figura 3.10: Implementación de los sensores FSR interlink Electronics en la prótesis mioeléctrica.

3.1.3. Sensor efecto hall

Los sensores de efecto Hall entregan una salida de voltaje según el campo magnético al que se encuentren sometidos. Su funcionamiento se debe a que cuando por una placa metálica circula una corriente eléctrica y ésta se halla situada en un campo magnético perpendicular a la dirección de la corriente, se desarrolla en la placa un campo eléctrico transversal, es decir, perpendicular al sentido de la corriente. Este campo, denominado Campo de Hall, es la resultante de fuerzas ejercidas por el campo magnético sobre las partículas de la corriente eléctrica, sean positivas o negativas. El sensor de efecto hall utilizado es un sensor activo a bajo, es decir cuando este se encuentra dentro de un campo magnético intenso su voltaje de salida es cercano a 0 V mientras que cuando este se encuentra en ausencia de un campo magnético su voltaje de salida es 5 V (Robots Argentina, s. f.).



Figura 3.11: Sensor de Efecto Hall Implementado.

En resumen, estos sensores detectan la proximidad de un objeto que induce un campo magnético y en base a esto varia su voltaje de salida. Un sensor Hall fue utilizado para detectar cuando la pinza de la mano se encuentre totalmente abierta, debido a que por la ubicación del sensor en la prótesis, en ese instante un campo magnético producido por un imán fijo se pone en contacto con el sensor, entregando una señal de voltaje que indica que la mano se ha abierto en su totalidad. (Véase figura 3.12)



Figura 3.12: Posicionamiento del sensor de efecto hall dentro de la prótesis.

Para el circuito de adquisición del sensor presentado se utiliza un amplificador operacional en modo inversor, con el fin de obtener un pulso en alto al momento que este se encuentre dentro de un campo magnético. Además se considera en la salida una resistencia conectada a tierra para que se detecte un valor de 0 V cuando este esté desactivado y evitar que la señal se mantenga flotante.

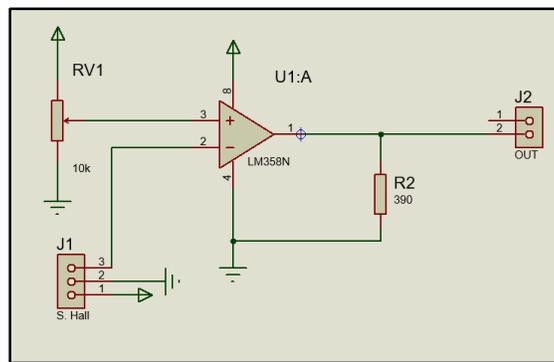


Figura 3.13: Circuito de acople del sensor de efecto Hall.

3.2. Hardware para el control de la prótesis

Se ensamblaron todos los circuitos descritos para los sensores de presión y de efecto hall, el regulador de tensión y el de control de inversión de giro en un solo sistema de control, para independizarlo de los demás componentes que conformarán el Hardware del Entrenador. El esquema final se muestra en las figuras 3.14 y 3.15.

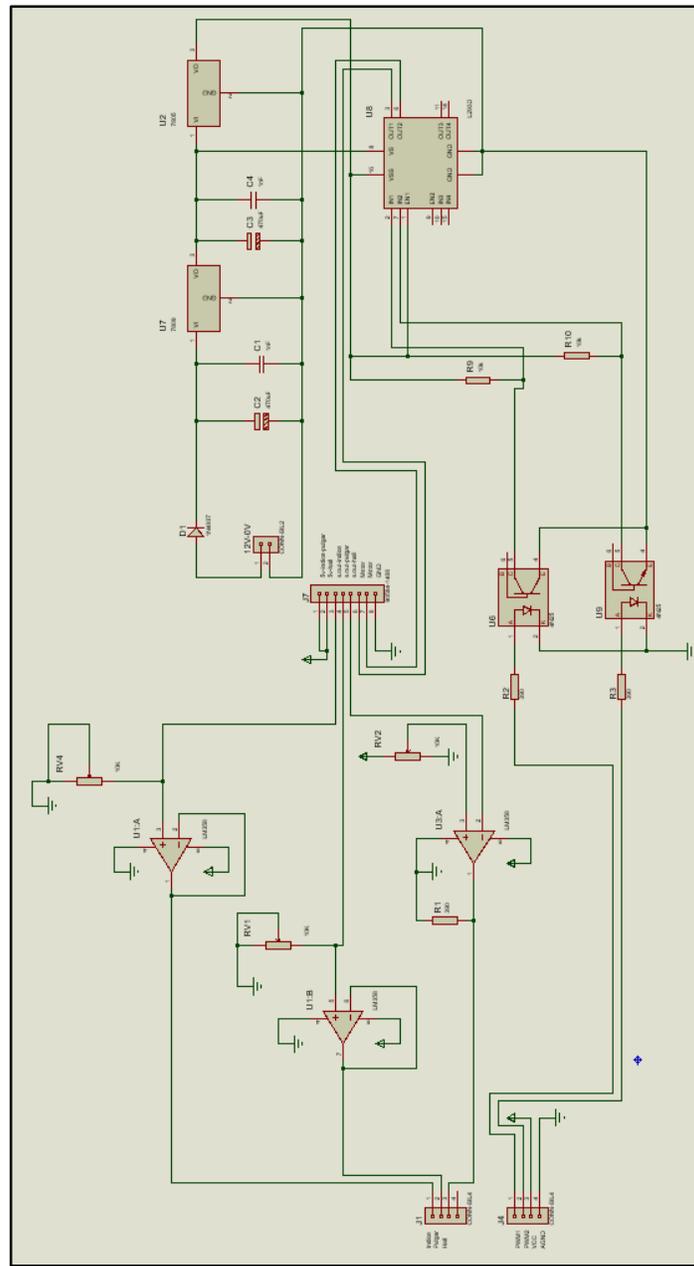


Figura 3.14: Hardware controlador de prótesis

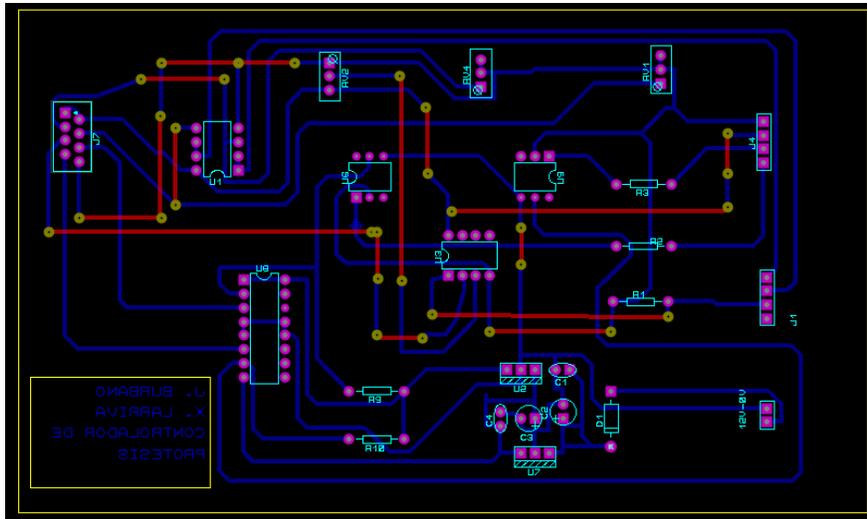


Figura 3.15: Placa de control de la prótesis.

3.3. Tarjeta NI MyRIO 1900

MyRIO 1900 es un sistema embebido portable y reconfigurable diseñado para estudiantes. Se utiliza en diferentes áreas como control, robótica y sistemas mecatrónicos. Posee un procesador de 667 MHz dual-core ARM Cortex-A9 programable, además incluye un Xilinx FPGA; 10 entradas y 6 salidas analógicas; 40 líneas E/S digital, acelerómetro interno y botones pulsantes programables. Permite comunicaciones UART e I2C entre más dispositivos conectados a la tarjeta. El sistema MyRIO se conecta a una computadora mediante conexión USB 2.0 o mediante una conexión inalámbrica, pues permite establecer una conexión Wifi (National Instruments, 1900).

Está compuesta por tres puertos, dos puertos de expansión (MXP) con conectores A y B, y el sistema de puertos mini (MSP) cuyo conector es el C. Por defecto los terminales se configuran como se muestra en la figura 3.16, sin embargo se puede cambiar la configuración mediante programación.

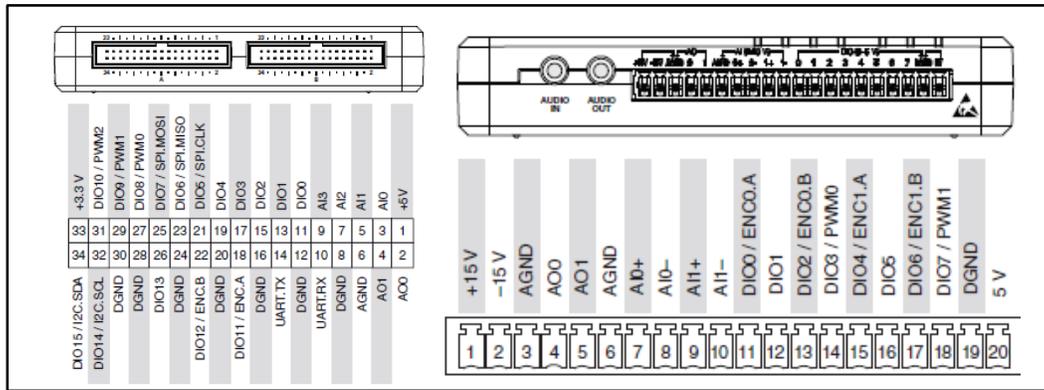


Figura 3.16: Esquema de los pines de conexión de la tarjeta MyRio 1900.

Fuente: (National Instruments, 1900)

La tarjeta será utilizada únicamente para la adquisición de las señales EMG y la de los sensores, como también para la generación de los PWM. La gran ventaja de utilizar este dispositivo es la fácil ampliación que presenta a futuras mejoras para el sistema en cuanto a la implementación de más sensores o motores.

En la siguiente tabla se indican los canales utilizados con sus correspondientes características para cada señal que ingresa o sale de la tarjeta MyRIO.

Tabla 3.1: Entradas A/D utilizadas de la tarjeta MyRio para la adquisición de sensores.

Canal	Ref	Dirección	Descripción	Uso
AI 1	AGND	Input	0-5 V referenciada	Sensor de fuerza-pulgar
AI 2	AGND	Input	0-5 V referenciada	Sensor de fuerza-índice
DIO 0	DGND	Input-Output	Líneas de propósito general	Sensor hall
CAI 0	AGND	Input	±10 V referenciada	Canal EMG
CAI 1	AGND	Input	±10 V referenciada	Canal EMG
CPWM 0	DGND	Input-Output	Líneas de propósito general con 3.3V output.	Señal PWM1
CPWM 1	DGND	Input-Output	Líneas de propósito general con 3.3V output.	Señal PWM2

3.3.1. ADC MyRIO 1900

El conversor analógico digital que posee la tarjeta tiene una resolución de 12 bits y su resolución está directamente relacionada con el valor máximo del canal mediante el cual se realizará la adquisición ya sea el puerto MXP (5V) o MSP ($\pm 10V$) (National Instruments, 1900). En la figura 3.17 se puede observar un esquemático del sistema ADC de la MyRIO 1900.

La resolución de la tarjeta viene dada por la ecuación 3.2

$$\text{Resolucion} = \frac{\text{Valor nominal del canal}}{\text{N. Bits}} \quad (\text{ec. 3.2})$$

$$\text{Resolucion MXP} = \frac{5V}{2^{12}}$$

$$\text{Resolucion MXP} = \frac{\pm 10V}{2^{12}}$$

$$\text{Resolucion MXP} = 1.221\text{mV}$$

$$\text{Resolucion MXP} = \frac{20V}{2^{12}} = 4.883\text{mV}$$

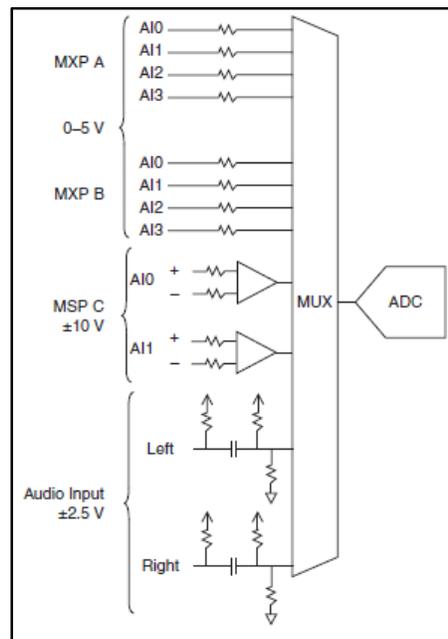


Figura 3.17: Entradas analógicas en los conectores MXP y MSP.
Fuente: (National Instruments, 1900)

Estos resultados son enviados hacia la PC donde se determinará la acción que realizará la prótesis según la lectura de los sensores.

3.5. Software de procesamiento y control

Se realiza una estructura de máquina de estados, para controlar la prótesis mecánica utilizando los valores de las variables almacenadas. El siguiente diagrama de flujo muestra el funcionamiento del programa.

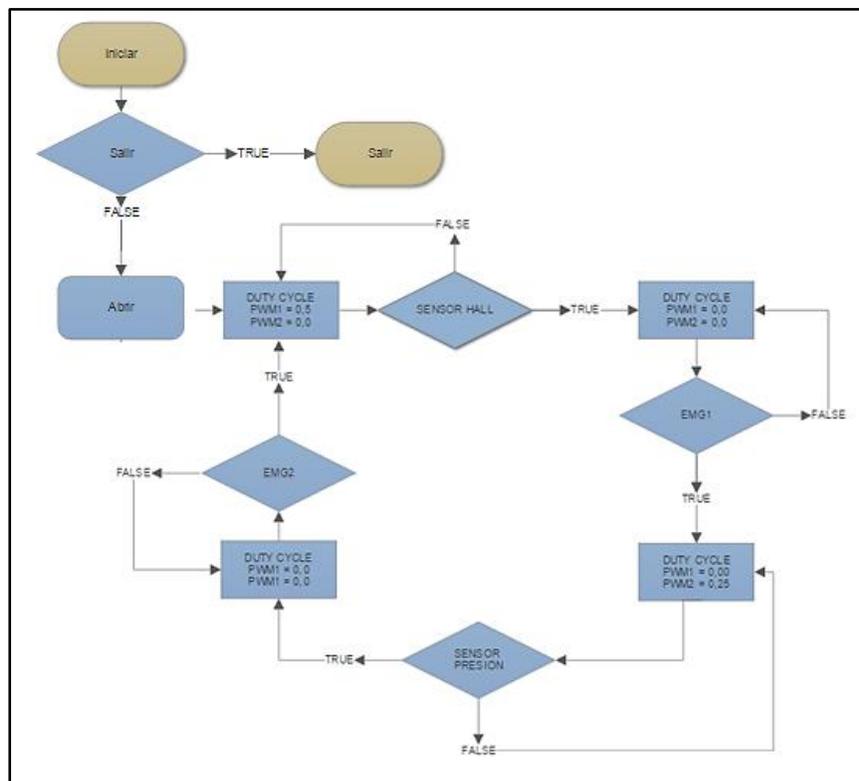


Figura 3.19: Diagrama de flujo del software de procesamiento y control.

Abrir: El sistema inicia abriendo la prótesis mioeléctrica, mediante una señal PWM1 de 0,5 y PWM2 de 0.

Sensor hall: False → Sigue emitiendo la misma señal PWM hasta que este se encuentre activo. True → emitirá una señal $PWM1 = PWM2$ con un ciclo de trabajo de 0, parando el movimiento de apertura de la prótesis.

EMG1: True → Activará el ciclo de trabajo de $PWM1=0$ $PWM2=0,25$ de esta manera se invierte el sentido de giro del motor y se cierra la pinza. False → mantendrá la señal PWM en el mismo estado anterior.

Sensor de presión: False → El sensor no siente ninguna presión entre el dedo índice y pulgar, por lo cual continúa cerrando la mano con la misma señal PWM. True → Se detiene el movimiento de cierre ya que los sensores de presión han superado el umbral deseado. Se obtiene a la salida de la MyRIO un $PWM1=PWM2=0$.

EMG2: True → Activará el ciclo de trabajo de $PWM1=0,5$ $PWM2=0$, lo cual provocará la apertura de la prótesis. False → mantendrá la señal PWM en el mismo estado anterior.

3.6. Software del entorno virtual para el entrenador real

El entorno virtual creado para el entrenador real de prótesis de mano mioeléctrica mostrado en este capítulo se asemeja mucho al ejercicio uno del entrenador virtual abarcado en el capítulo anterior, con la diferencia que la mano deberá moverse en simultaneo con la prótesis real y por lo tanto obedecerá los controles de apertura y cierre que vienen dados por las señales musculares del usuario, así como también la lectura de los sensores de efecto hall y los sensores Interlink Electronics FSR que indicarán la detención de la misma cuando se abre y se cierra, respectivamente.

La información procesada por este programa deberá ser prácticamente a tiempo real, pues las interrupciones en el movimiento que se dan en la prótesis real deberán verse reflejadas en la mano virtual. Para esto se utilizó de igual manera una estructura de máquina de

estados que sigue el funcionamiento mostrado en la figura 3.20. Esta estructura permite analizar la lectura de las entradas digitales provenientes de las señales EMG y los sensores de manera continua y en base a esto se actúa sobre la posición que deben tomar los motores simulados que se han situado en la mano virtual. A diferencia del programa de control descrito anteriormente, en lugar de generar PWM es necesario mover la posición de los motores situados en la mano virtual de manera continua hasta detectar la interrupción de los sensores. Para ello se han utilizado dos variables como indicadores que representan el estado que debe adquirir la mano.

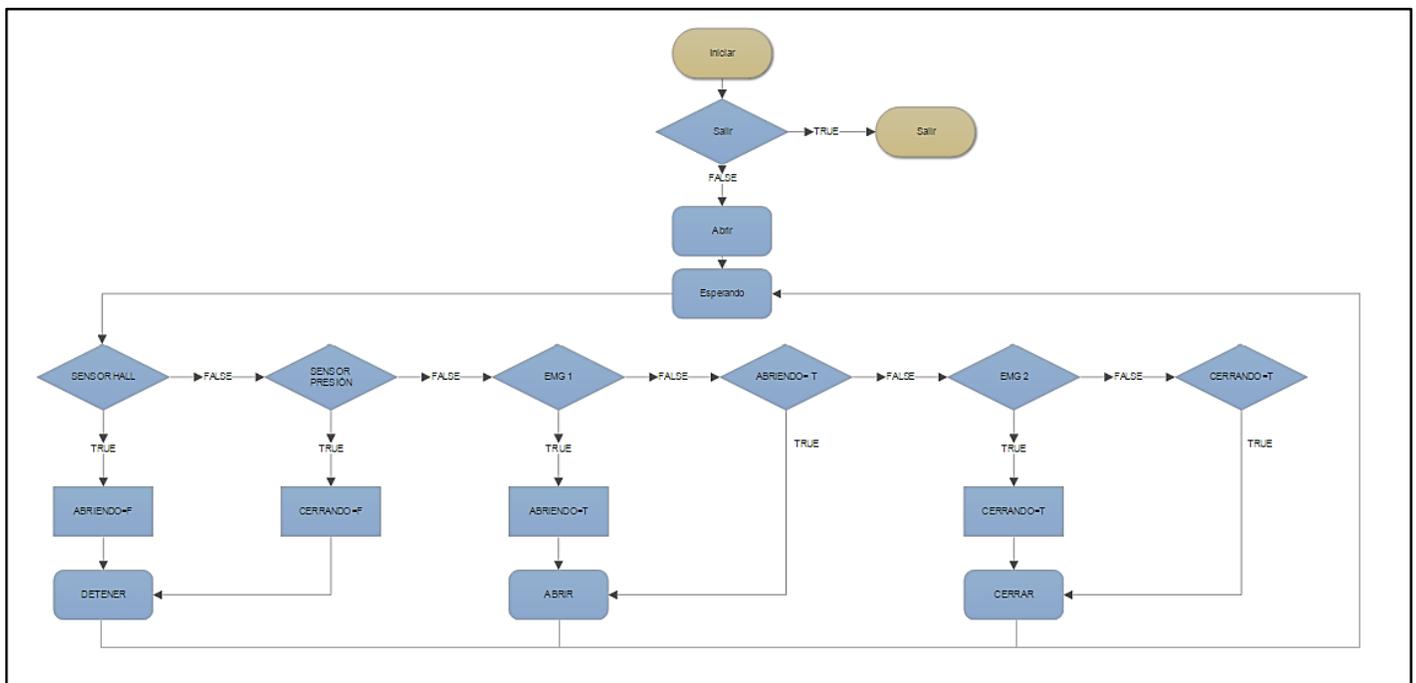


Figura 3.20: Diagrama de flujo de programa implementado para la manipulación simultánea de la mano virtual y la prótesis de mano real.

Los valores Booleanos de EMG1, EMG2, sensor Hall y sensores de presión son tomados directamente de la tarjeta de adquisición MyRIO a través de las variables compartidas, de tal manera que cuando se detecte una señal proveniente del circuito de adquisición, el programa que comanda la mano virtual tendrá una reacción inmediata a la misma, moviéndose de manera simultánea con la prótesis real.

La importancia de manipular ambas manos al mismo tiempo es que mediante esto se permite al usuario reflejar las capacidades obtenidas anteriormente en el entrenador virtual en la manipulación de la prótesis de mano, pues de alguna manera este seguirá sintiendo que sigue controlando la mano tal como lo hacía en el entrenador virtual con el que ya se encuentra familiarizado.

En la siguiente figura se muestra el funcionamiento del entrenador real.



Figura 3.21: Prótesis real sujetando un objeto.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS, ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el siguiente capítulo se presentarán las diferentes pruebas de funcionamiento realizadas a los circuitos de adquisición y filtrado expuestos anteriormente, enseñando la señal EMG obtenida mediante la tarjeta de adquisición MyRIO, a partir de la cual se realizarán todos los ejercicios propuestos en el entrenador virtual. Luego se procederá a comprobar el funcionamiento del entrenador real, donde se enseñarán los circuitos de control construidos para comandar la prótesis de mano después de haber sido implementados los sensores de presión y de efecto hall. El software realizado para procesar la información captada de dichos sensores será también abarcado.

Finalmente se enseñarán los resultados obtenidos por el sistema implementado al ser aplicado a una muestra de cinco personas que poseen diferentes condiciones físicas, comprobando la efectividad del sistema para mejorar su señal muscular durante cinco sesiones de trabajo.

4.1. Registro del usuario en el sistema

Cada persona deberá obligatoriamente registrarse para poder utilizar el entrenador implementado, para ello en su primera entrada al sistema deberá crear una cuenta con nombre de usuario y contraseña únicos (Véase figura 4.1) debido a que se lleva a cabo una validación de la información ingresada según la base de datos del programa. El registro de los pacientes se hace con el fin de llevar un seguimiento de la actividad que este realice en cada una de las sesiones de entrenamiento. Se contabilizarán el número de intentos y aciertos en cada ejercicio que se realiza y esta información se almacenará en un archivo de texto creado en una dirección específica, un ejemplo de este puede observarse en la figura

4.2. Las consideraciones tomadas en cada uno de los ejercicios para la obtención de estos parámetros serán indicadas en apartados posteriores.

Figura 4.1: Pantalla de registro del usuario para acceder al Entrenador.

```

LOGIN-24/04/2016-7:50
Musculos
M1: Triceps M2: Triceps
ConfEMG
Ganancia m1: 2,900000 Ganancia m2: 2,000000 Umbral: 0,500000

Ejercicio1 AciertosM1 9 IntentosM1 10 Porcentaje 90 AciertosM2 8 IntentosM2 10 Porcentaje 80
Ejercicio2 AciertosM1 2 IntentosM1 3 Porcentaje 67 AciertosM2 0 IntentosM2 1 Porcentaje 0
Ejercicio3 AciertosM1 3 IntentosM1 3 Porcentaje 100 AciertosM2 3 IntentosM2 3 Porcentaje 100

Ejercicio 4
COLOR 0 INT-PROM 5 CANT 3
COLOR 1 INT-PROM 3 CANT 4
COLOR 2 INT-PROM 1 CANT 5
COLOR 3 INT-PROM 6 CANT 4
COLOR 4 INT-PROM 7 CANT 1

```

Figura 4.2: Registro de actividad durante una sesión de trabajo.

Para el registro de la información de todos los ejercicios se realizó un programa genérico que será el encargado de leer la información existente de cada usuario y actualizarla con los nuevos datos entregados por cada ejercicio. Este puede apreciarse en la figura siguiente

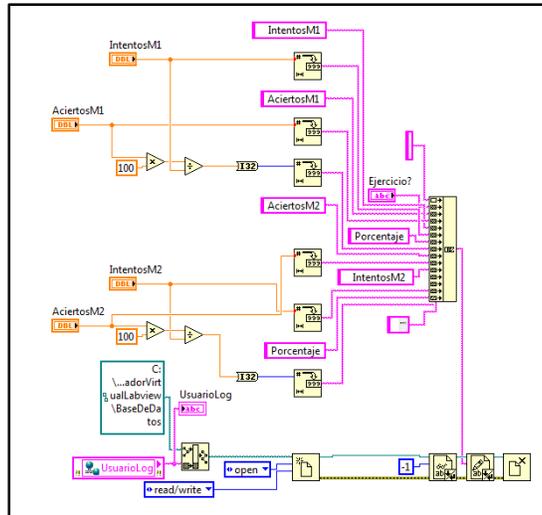


Figura 4.3: Programa para el registro de información de cada usuario.

4.2. Selección muscular

Para el comando de la mano virtual presentada en el entrenador, como también la de la prótesis real enseñada previamente, el usuario necesariamente deberá utilizar dos músculos, los cuales controlarán la apertura y cierre de la mano respectivamente.

Los músculos a utilizar dependerán directamente de cada persona, pues la conformación muscular variará considerablemente en cada individuo. Motivo por el cual no se pudo fijar un músculo específico con el cual cualquier persona logrará generar una mejor señal EMG. En la siguiente figura se muestra una comparativa entre dos señales musculares captadas en diferentes individuos.

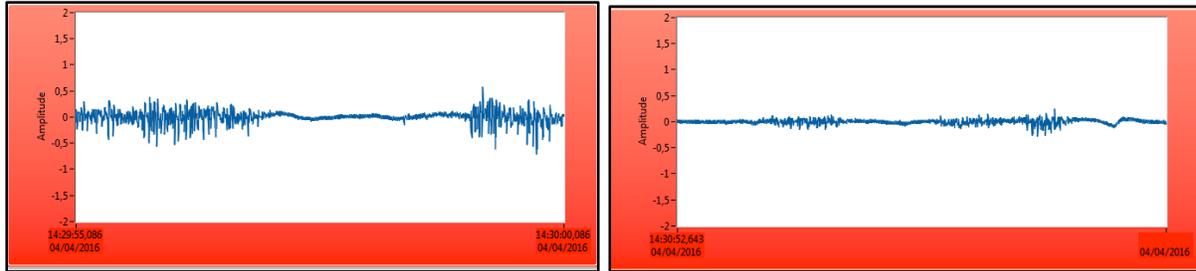


Figura 4.4: Señal EMG obtenida de una contracción fuerte en el pectoral derecho del usuario uno versus la del usuario dos, con ganancia 1.

4.3. Posicionamiento de los electrodos

Una introducción al posicionamiento de los electrodos en los músculos abarcados por el entrenador implementado fue realizada en el capítulo I, sin embargo en este apartado se enseñará la diferencia existente en la señal muscular obtenida en el sistema debido a una mala ubicación de los mismos comparada con una señal donde los electrodos han sido correctamente situados. (Véase Figura 4.5)

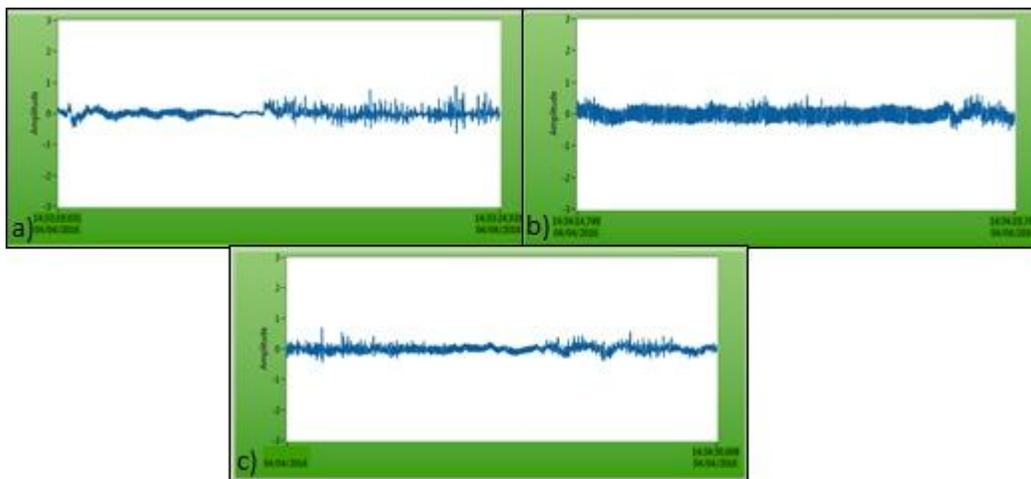


Figura 4.5: a) Señal EMG obtenida con un correcto posicionamiento de los electrodos b) señal muscular obtenida al situar los electrodos uno junto al otro c) señal EMG captada por la ubicación de electrodos demasiado distantes entre sí.

En base a esto se pueden establecer las siguientes consideraciones:

- El primer electrodo deberá situarse en una zona de alta contracción del músculo a entrenar.
- El segundo electrodo se situará en línea recta respecto al primero y siguiendo el sentido del eje longitudinal del músculo (disposición transversal), pero en una zona donde la actividad muscular sea menor. Esto entrega una señal EMG con mayor potencia, pues se debe recordar que el circuito de adquisición mide la diferencia de potencial existente entre estos dos puntos.
- Los electrodos deben distanciarse un mínimo de 2 cm a 3 cm entre sus centros (Seniam, s. f.).
- La distancia de separación de los electrodos no debe ser mayor a los 8 cm, pues a partir de esta distancia la señal captada pierde sus características y es más propensa al ruido. El objetivo de situar los electrodos relativamente cercanos es el de eliminar señales comunes entre ambos puntos, disminuyendo así el ruido que influye sobre el músculo de la persona.
- El contacto del electrodo con la piel debe ser directo por lo cual se recomienda asegurarse que la superficie del mismo se encuentre bien pegado a la piel, para esto es necesario limpiar la superficie donde será colocado previamente.
- En caso de utilizarse dos músculos el electrodo de referencia será común para ambos y se recomienda situarlo en el dorso de la mano, en la muñeca, el codo o el hombro. Según la cercanía de los músculos a utilizar.

Con el fin de presentar una solución al posicionamiento de los electrodos para el usuario se diseñó un programa que indique la ubicación aproximada que deberá tener cada electrodo. (Véase figura 4.6) Se menciona aproximada ya que la ubicación exacta dependerá directamente de la conformación muscular de la persona a utilizar el entrenador.



Figura 4.6: Programa para el posicionamiento de los electrodos.

4.4. Sistema de adquisición

El circuito implementado para la adquisición de las señales mioeléctricas fue abarcado en el capítulo II, donde se enseñaron las diferentes consideraciones tomadas para el diseño del mismo. En base a esto, en la figura 4.7 se enseña el circuito final implementado para la adquisición de dos canales EMG luego de la etapa de filtrado mediante un filtro notch para cada canal.

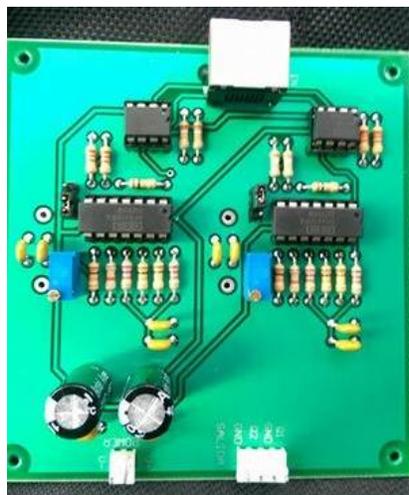


Figura 4.7: Placa de adquisición de señales EMG implementada.

La señal captada por los electrodos es transmitida hacia la placa por cinco cables ECG conseguidos comercialmente, los cuales para un correcto funcionamiento del sistema deben situarse de la siguiente manera:

- Negro → Conectado al electrodo que se sitúa en la parte del músculo 1 donde se observa que la contracción es más fuerte.
- Rojo → Conectado al electrodo en el que la contracción muscular detectada es baja o casi nula.
- Blanco → Conectado al electrodo de referencia.
- Negro Punta blanca → Conectado al electrodo que detecta mayor actividad muscular en el músculo 2.
- Rojo Punta Blanca → Conectado al electrodo con menor actividad muscular en el músculo 2 a utilizar.

Para la obtención de una señal más pura se vio necesaria la construcción de un conector específico que cumpla con ciertos requerimientos para que los cables de adquisición del sistema puedan ser removibles. Los cuales se describen a continuación.

- Los cables deberán mantenerse separados entre sí al introducirse al conector al menos una distancia de 1 mm para reducir el posible ruido que se genera cuando entran en contacto entre ellos.
- Se utilizará un cable STP categoría 5a para la conducción de las señales EMG desde el conector hacia la placa de adquisición, por lo que se considera la conexión del apantallamiento del cable a tierra.
- La distancia de este cable deberá ser menor a 30 cm para que la señal no se vea interferida por ruidos existentes en el medio.

El modelo del conector puede apreciarse en la figura 4.8

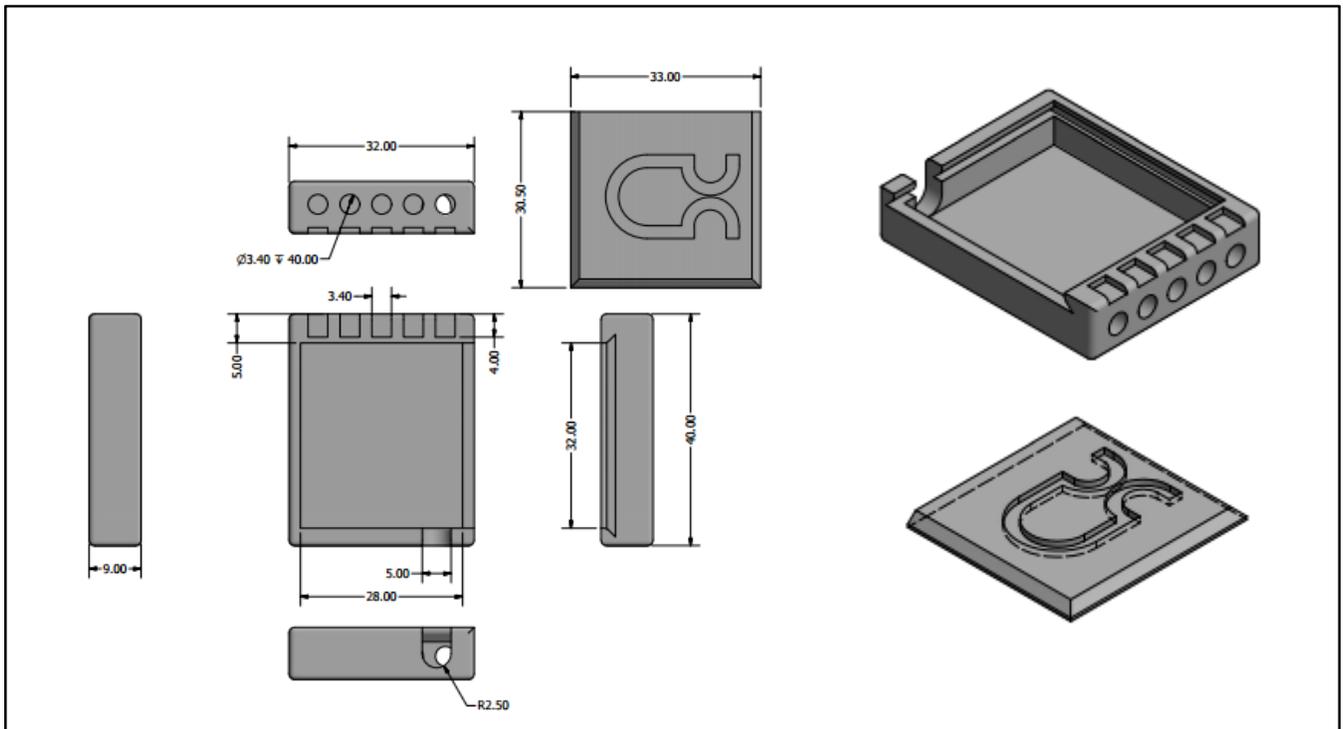


Figura 4.8: Diseño del conector realizado para los cables de adquisición.

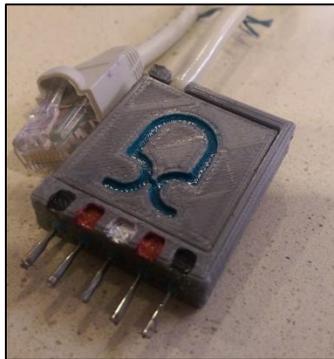


Figura 4.9: Conector impreso implementado en el sistema para la adquisición de señales EMG.

4.5. Señal EMG de control

La señal muscular obtenida para comandar el sistema virtual y real del entrenador mediante la tarjeta MyRIO 1900 se puede apreciar en la figura 4.10, donde se observa una contracción realizada por el tríceps, bíceps, pectoral y trapecio con ganancia de 1.

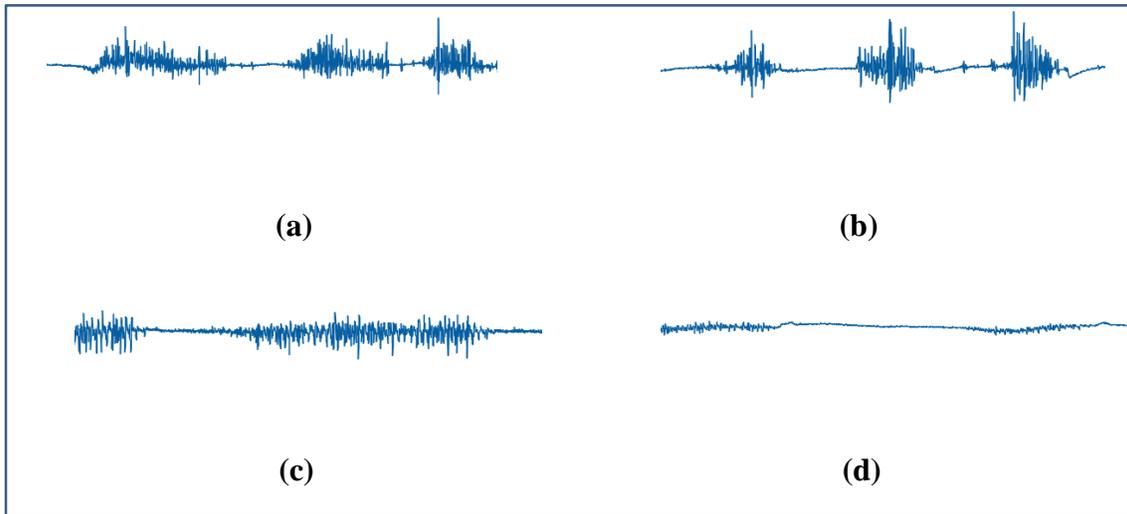


Figura 4.10: Contracción muscular en: a) Tríceps b) Bíceps c) Pectoral d) Trapecio.

Como se puede observar la señal producida por el trapecio resulta sumamente débil y prácticamente invisible, motivo por el cual, en este caso específico, se recomienda trabajar con los demás músculos que permitirán un mayor avance en menor tiempo.

4.6. Entrenador virtual implementado

Se ha diseñado un programa principal que permitirá al usuario acceder fácilmente a los ejercicios propuestos para el entrenador virtual de prótesis mioeléctrica de mano abarcados en apartados anteriores. (Véase figura 4.11)



Figura 4.11: Pantalla Principal del entrenador virtual de prótesis mioeléctrica diseñado.

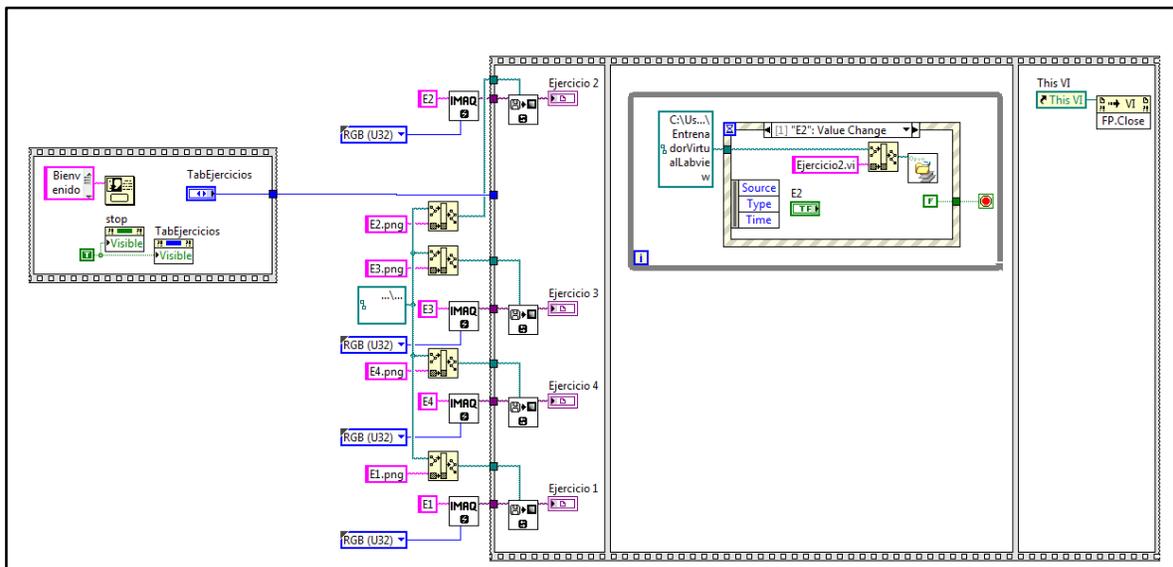


Figura 4.12: Programación de la pantalla principal del entrenador virtual.

4.6.1. Parámetros cuantificables de los ejercicios virtuales

Ejercicio uno: El ejercicio uno encenderá sus indicadores diez veces en lapsos de tiempo aleatorio comprendido entre 4 y 8 segundos para cada músculo y luego acabará automáticamente. Cada que el indicador encienda se contabilizará un intento para el

músculo correspondiente. Si se detecta una señal EMG generada por el usuario en el instante que la señal lumínica esta activada se considerara un acierto.

Ejercicio dos: El ejercicio dos considera un intento por cada vez que se encienda el indicador lumínico y un acierto cuando exista coincidencia entre la señal EMG generada y este último. Como se había explicado en este ejercicio se realiza una actividad determinada, por lo cual para culminarla con éxito es necesario obtener aciertos en ambos músculos. En caso de existir un fallo en el músculo dos (que cierra la mano) y derribar el cilindro el ejercicio será reiniciado, se procederá de la misma manera si es que la apertura de la mano se realiza a destiempo. Lo correcto será únicamente generar señales EMG mientras el indicador esta prendido, si se realizan en otros instantes de tiempo el ejercicio se considera como fallido.

El ejercicio dos se configura para que la tarea impuesta deba ser cumplida tres veces seguidas.

Ejercicio tres: Al igual que en el ejercicio anterior se pide que el usuario cumpla con una tarea específica, en este caso servir un vaso con agua, por lo cual el análisis de aciertos será exactamente el mismo.

Ejercicio cuatro Este ejercicio fue implementado para crear en el mejorar el control de la generación de señales EMG con diferentes potencias. En este caso se contabilizan el número de pulsos que debe realizar la persona para generar un determinado color. Se generarán 15 colores al azar y luego el ejercicio culminará. Si un mismo color se repite dos o más veces durante el ejercicio se calcula el número de intentos promedio que se realizaron para generarlo.

4.6.2. Sesiones de trabajo recomendadas

El entrenador virtual permite al usuario realizar cuantas veces sea necesario cada ejercicio, sin embargo se ha visto suficiente realizar únicamente una vez cada ejercicio por sesión de trabajo, salvo que exista un problema en la asimilación del paciente para realizar la tarea propuesta donde se deberá reiniciar el ejercicio nuevamente.

Una sesión de trabajo puede tomar entre 10 a 20 minutos según la experiencia del individuo con el entrenador. Avances notables en el tiempo promedio de entrenamiento se han notado a partir de la tercera sesión de trabajo. Como puede verse en la tabla 4.1

Tabla 4.1: Tiempo empleado por cinco usuarios para la realización de cinco sesiones de trabajo.

Usuario	Sesión de trabajo				
	1	2	3	4	5
1	0:20:12	0:20:24	0:18:45	0:12:10	0:15:25
2	0:20:08	0:18:56	0:15:06	0:10:34	0:11:32
3	0:15:14	0:12:20	0:10:40	0:10:10	0:9:55
4	0:21:18	0:18:56	0:15:06	0:11:36	0:11:45
5	0:18:05	0:18:46	0:14:02	0:12:30	0:12:21

Con el fin de comprobar la cantidad de sesiones de trabajo continuas recomendadas para los usuarios del entrenador se realizó la prueba en dos personas, donde cada uno debía realizar tres sesiones de trabajo sin descanso intermedio. Los resultados determinaron que para el usuario uno, quien no realiza ningún tipo de actividad física, la realización de varias sesiones de trabajo seguidas generara un desgaste muscular muy alto lo cual provoca que, en su mayoría, el porcentaje de aciertos disminuya en cada sesión continua. (Véase figuras 4.13 – 4.16) Para el usuario dos, quien realiza actividad física diaria, la realización de sesiones continuas no produjo una disminución de efectividad muy significativa en los

ejercicios 1, 2 y 3. Sin embargo en el ejercicio 4 se puede observar que el número de intentos promedio necesarios para generar señales EMG con diferentes potencias aumenta considerablemente. (Véase figuras 4.17 – 4.20)

Por este motivo se recomienda que la configuración de la ganancia debe permitir que la persona sobrepase el umbral impuesto con una contracción muscular baja o media, ya que si se debe realizar una contracción fuerte para sobrepasarlo la realización de varias sesiones de trabajo continuas producen un desgaste físico significativo y las señales EMG generadas poseen cada vez menor amplitud lo que obliga al usuario a realizar contracciones mucho más fuertes que no solo desgastarán al individuo sino que podrían causar incluso problemas musculares en la persona a largo plazo . A continuación se muestran los porcentajes de acierto obtenidos en los diferentes ejercicios del entrenador virtual a lo largo de las tres sesiones realizadas, con ganancia constante.

Usuario uno:

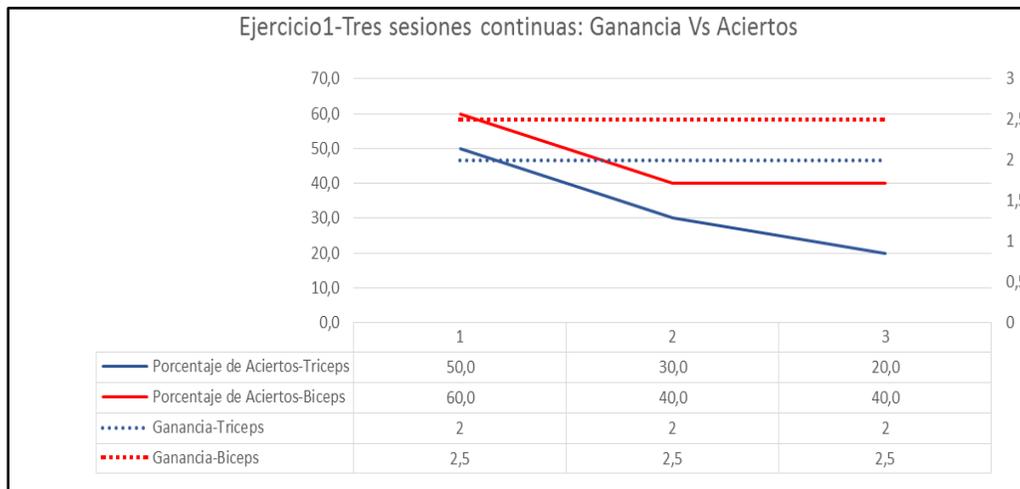


Figura 4.13: Resultados del ejercicio uno

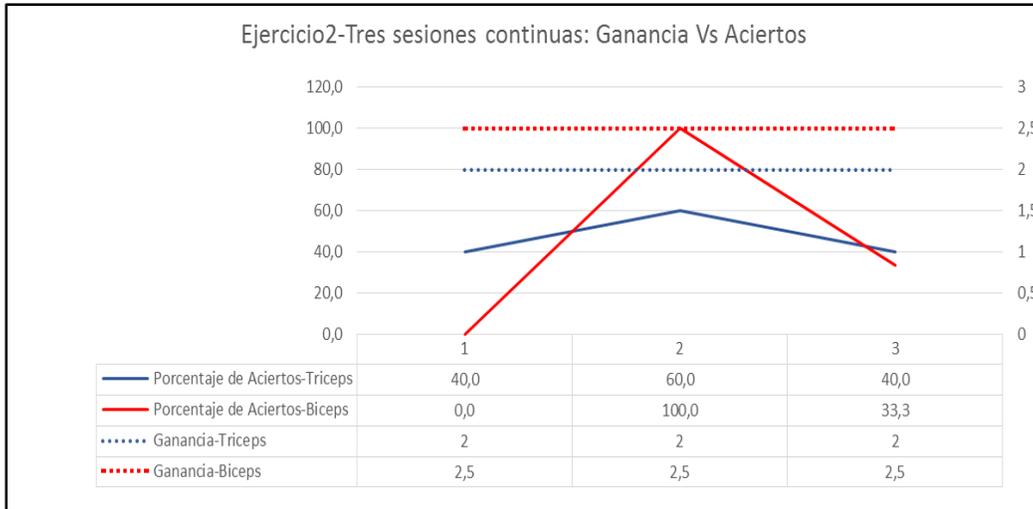


Figura 4.14: Resultados del ejercicio dos.

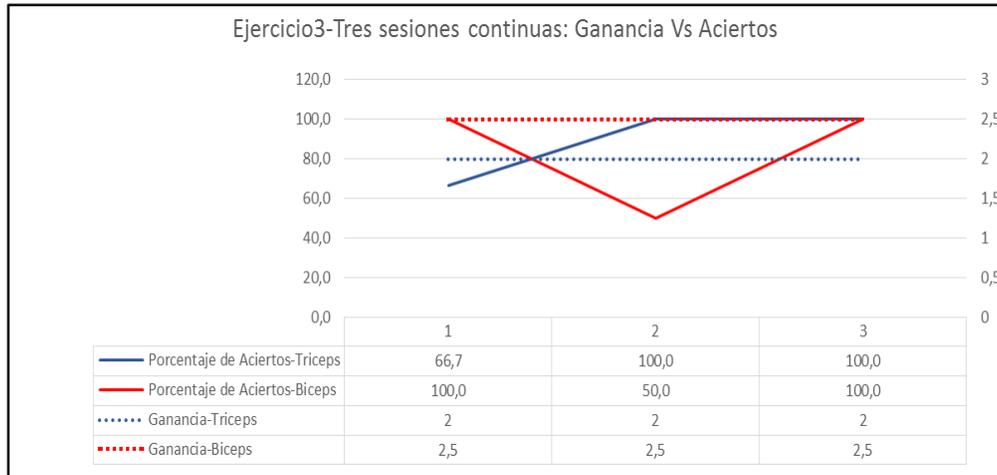


Figura 4.15: Resultados del ejercicio tres

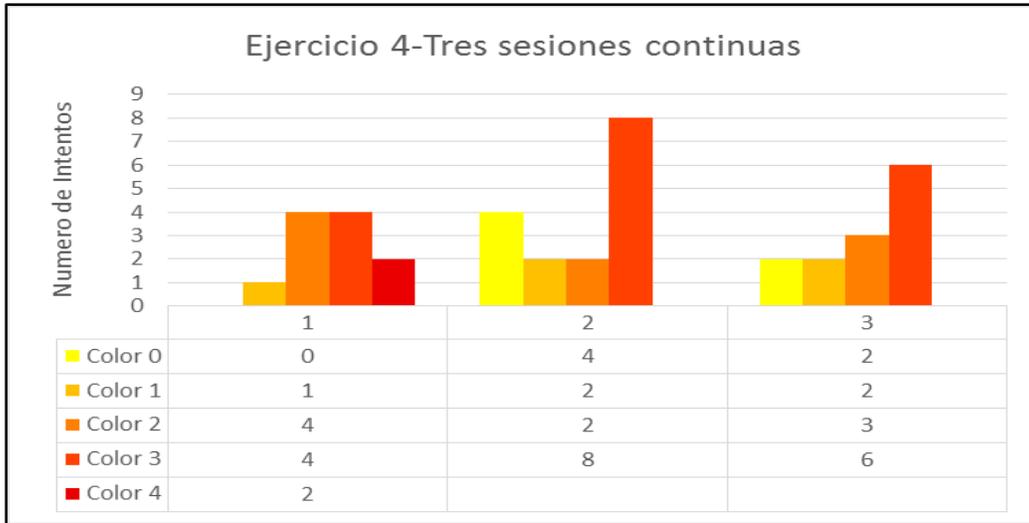


Figura 4.16: Resultados del ejercicio cuatro.

Usuario dos:

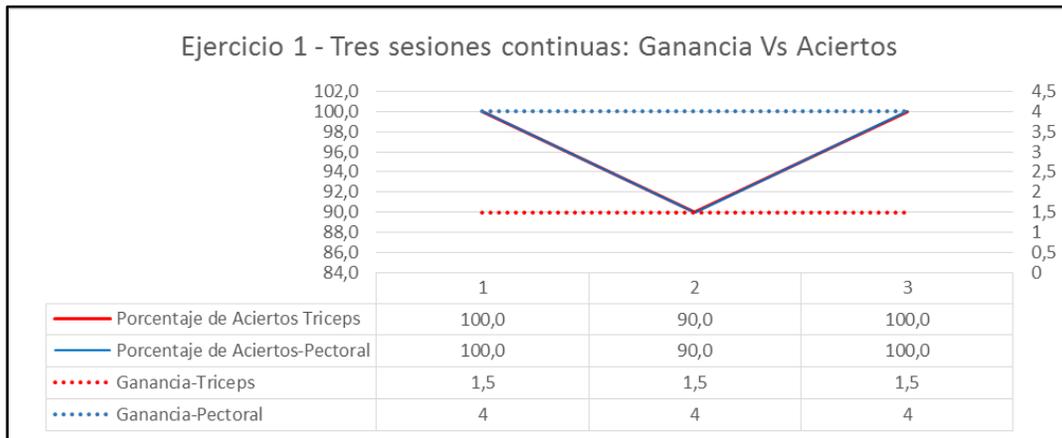


Figura 4.17: Resultados del ejercicio uno.

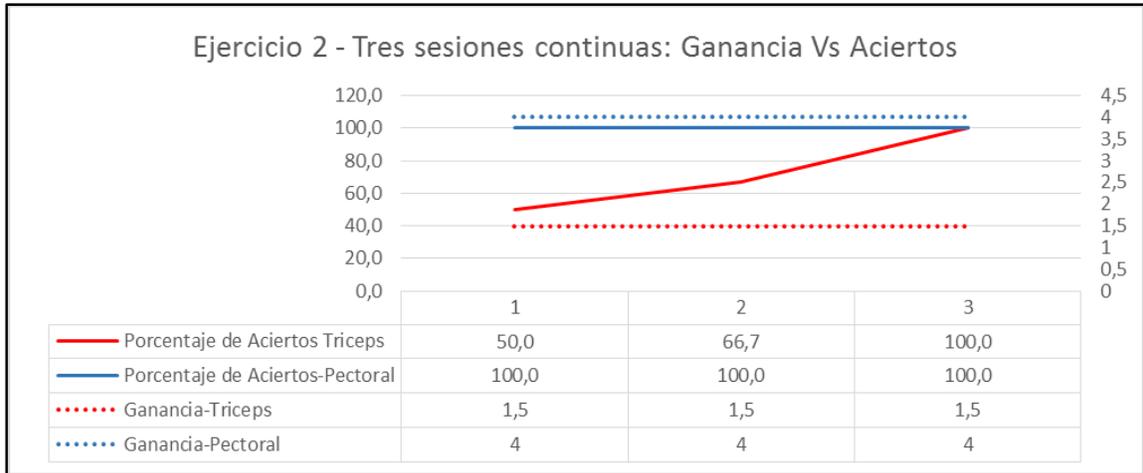


Figura 4.18: Resultados del ejercicio dos.

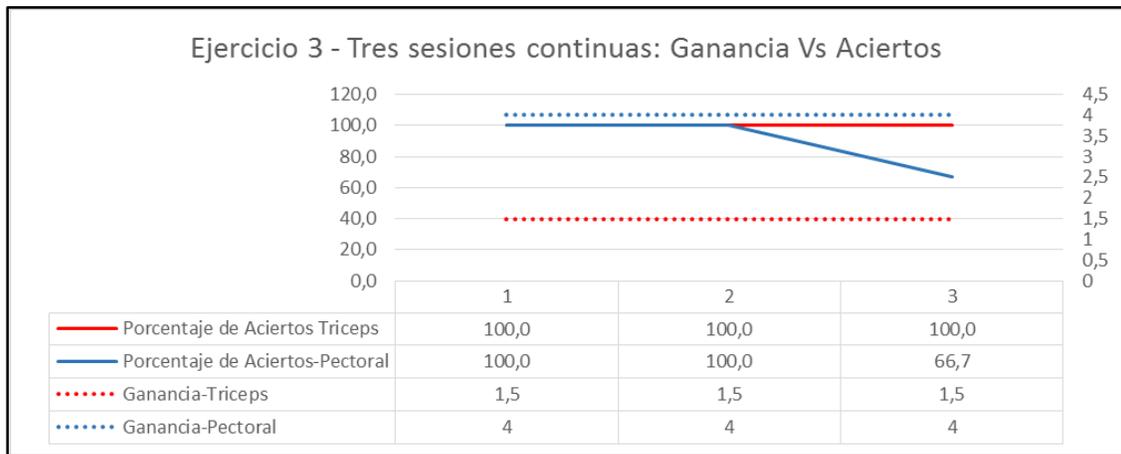


Figura 4.19: Resultados del ejercicio tres.

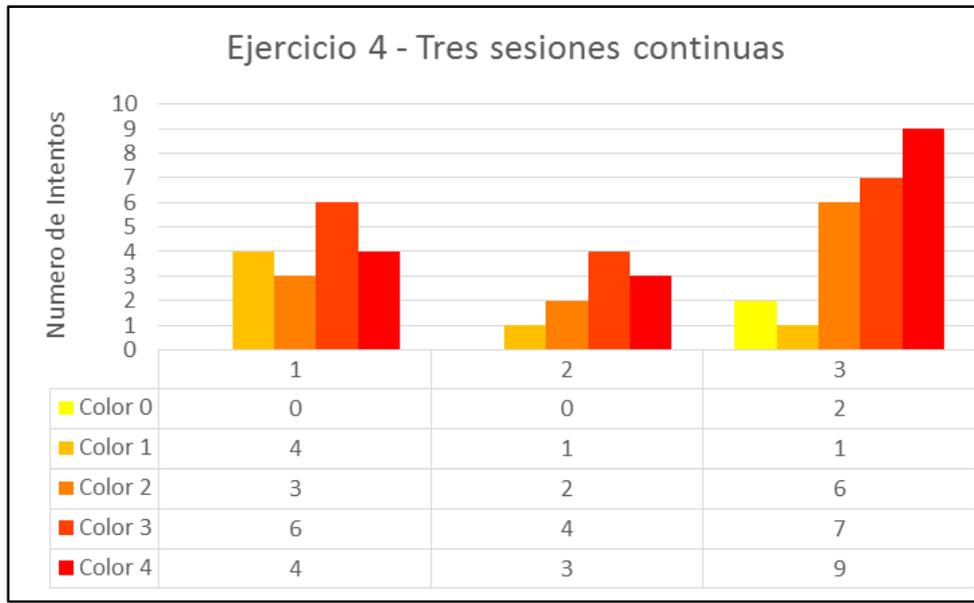


Figura 4.20: Resultados del ejercicio cuatro.

4.6.3. Resultados de sesiones de entrenamiento

Para comprobar la efectividad del entrenador implementado y los beneficios que este puede generar sobre las personas candidatas al uso de prótesis de mano mioeléctrica mediante su continuo uso, se pidió a cinco personas de diferente condición física que realicen cinco sesiones de trabajo en diferentes días. Cada persona utilizó un músculo distinto, según su aptitud, para la generación de señales EMG y comandar la mano virtual del entrenador. Se llevó a cabo un análisis de la señal muscular de cada una de estas personas en los músculos Bíceps, Tríceps, Pectoral y Trapecio y se escogieron los dos músculos que entregaban la mejor señal EMG en cada individuo.

A continuación se muestra una tabla de información de los usuarios que participaron en las diferentes pruebas.

Tabla 4.2: Muestra de usuarios a utilizar el entrenador virtual.

Usuario	Genero	Edad	Contextura muscular
1	M	28	Buena
2	M	24	Buena
3	M	23	Media
4	F	55	Baja
5	F	14	Baja

Usuario uno:

El usuario uno realizó cinco sesiones de trabajo en el entrenador virtual durante cinco días consecutivos. Los músculos utilizados para el control de la mano virtual fueron los tríceps y bíceps. Para cada sesión se establecieron diferentes ganancias según la necesidad del usuario para superar el umbral establecido. Los resultados obtenidos en cada ejercicio se detallan a continuación.



Figura 4.21: Usuario uno realizando su primera sesión de trabajo.

En el ejercicio uno a lo largo de las cinco sesiones de entrenamiento se obtuvo la información presente en la figura 4.22. Donde se observa que en la sesión número uno el usuario inicia con una ganancia de 3,5 en el tríceps y el porcentaje de aciertos obtenidos cerrando la mano virtual es del 60%, mientras que en el bíceps se inicia con una ganancia de 2 y se obtiene el mismo porcentaje de aciertos. En las dos últimas sesiones se observa

que el usuario muestra una mejoría en el porcentaje de aciertos correspondiente al músculo uno (tríceps), obteniendo un 90% y luego un 70% en la última sesión debido a una leve reducción en la ganancia. El músculo dos muestra una mejoría al acertar el 80% en la cuarta sesión y 70% en la quinta sesión.

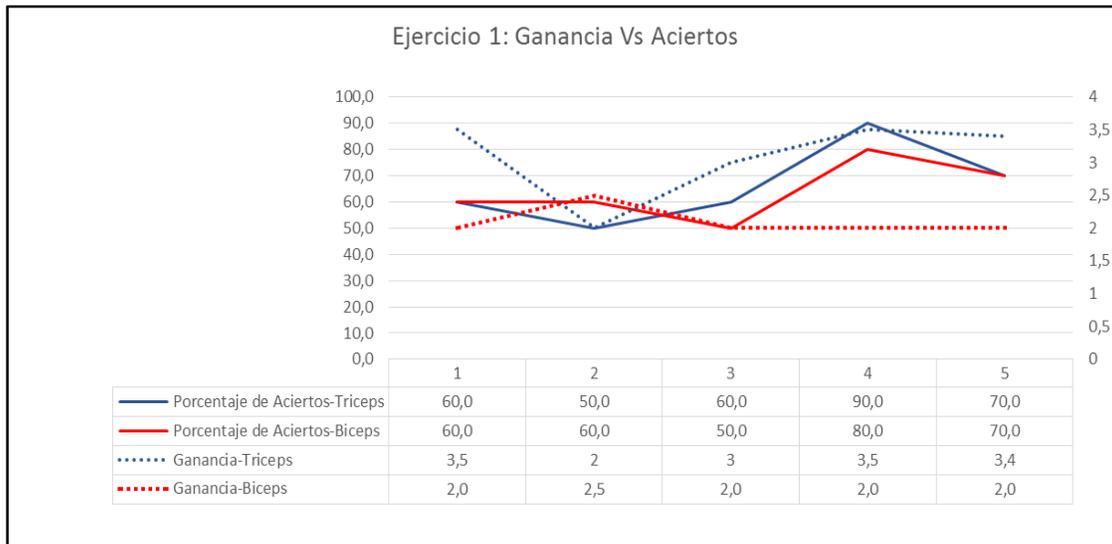


Figura 4.22: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el primer usuario.

En el ejercicio dos realizado por el usuario uno se tiene porcentaje de aciertos con el Tríceps es del 67% mientras que en el bíceps un porcentaje de acierto del 0%, lo cual permite observar claramente que si bien el usuario es capaz de generar pulsos EMG con el músculo uno que sobrepasen el umbral y permiten el cierre de la mano, este aún no es capaz de controlar la cantidad de pulsos generados en un instante determinado de tiempo con el músculo dos bajo las condiciones impuestas, por lo cual no logra cumplir con la tarea de soltar el cilindro el momento que el indicador enciende. El ejercicio dos a diferencia del ejercicio uno actúa según el número de pulsos de la señal EMG generada que sobrepasen el umbral impuesto, por tal motivo es que la mano recibe diferentes órdenes de abrirse y el ejercicio falla. Esta sensibilidad es programada con el fin de obligar al usuario a reducir el tiempo de contracción muscular y generar así señales EMG de corta duración pero de potencia considerable, de tal manera que se produzca un solo pulso de control para

la mano y no exista desgaste físico innecesario, pues cabe recordar que el objetivo final es que el usuario pueda controlar la prótesis real de una manera eficiente.

A medida que avanza el número de sesiones se observa que el nivel de comprensión de la tarea a cumplir en el ejercicio mejora y por ende el porcentaje de aciertos en ambos músculos aumenta, lo que demuestra que el usuario mejora su dominio de la cantidad de pulsos generados en una contracción muscular.

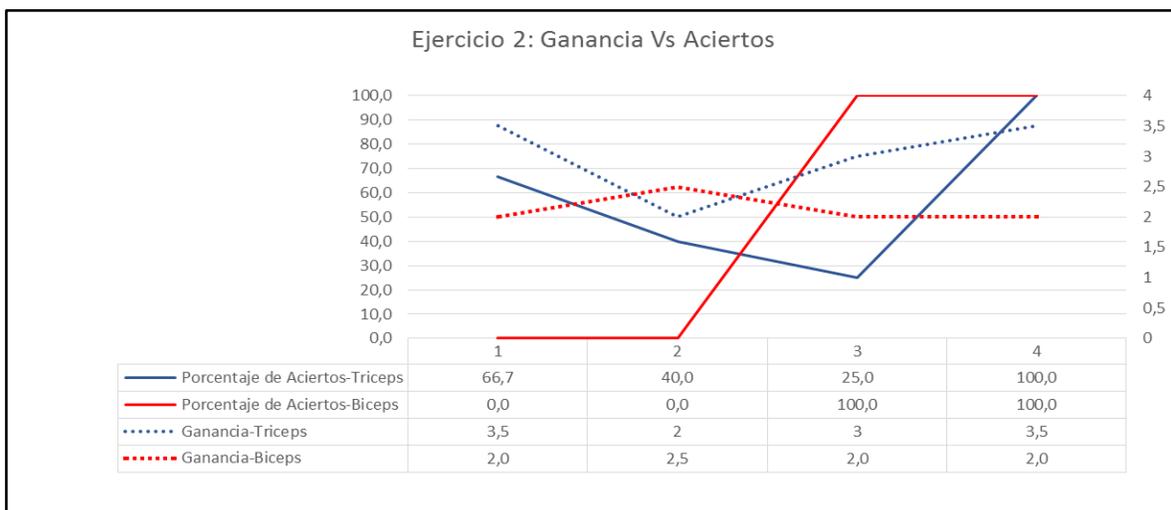


Figura 4.23: Ejercicio dos correspondiente a las cuatro sesiones realizadas por el primer usuario.

En el ejercicio tres se realizaron únicamente tres sesiones de trabajo. Inicialmente con una ganancia de 2 para el tríceps y de 2,5 para el bíceps. Con ellas en la primera sesión el usuario logra un porcentaje de aciertos del 67% y 100%. Posteriormente las ganancias en el tríceps se aumentan pues el cansancio muscular es notorio en la segunda sesión de trabajo y las señales EMG no poseen la misma amplitud, lo que indica un sobre esfuerzo realizado en la sesión uno para este músculo. Tomando esta medida se observa que el porcentaje de aciertos mejora, finalizando con un 100%.

Con el bíceps, por otra parte, la ganancia se disminuye en la sesión dos en 0,5, y se observa que el porcentaje de aciertos sube al 100%, lo cual indicaría una notable mejora en el

control de este músculo. Sin embargo en la sesión tres se verifica una disminución en el porcentaje, lo que lleva a pensar que existió un sobre esfuerzo en la sesión intermedia.

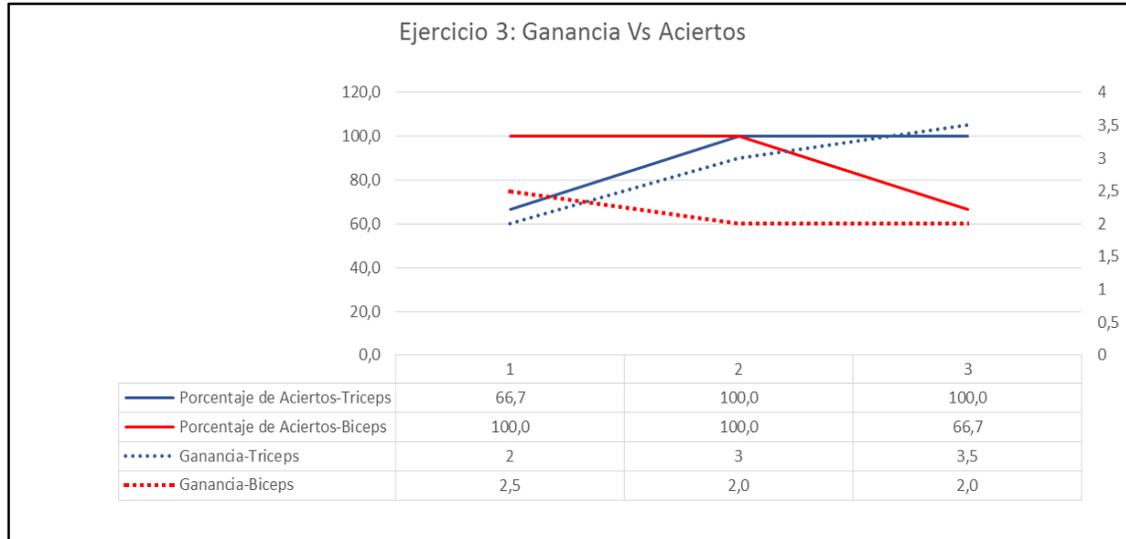


Figura 4.24: Ejercicio tres correspondiente a las tres sesiones realizadas por el primer usuario.

La figura 4.25 ilustra los resultados obtenidos para el usuario uno en el ejercicio cuatro del entrenador virtual, donde se observa los intentos promedio realizados por el músculo dos para igualar un determinado color. Recordar que este ejercicio se realiza únicamente con el músculo dos, es decir el bíceps del usuario. Inicialmente vemos que la cantidad de pulsos EMG necesarios para lograr una señal de alta potencia (color 4) es bastante alto, lo cual genera un gran desgaste físico del paciente, pero a lo largo de cada sesión de trabajo se observa una notable mejoría donde la potencia de la señal EMG aumenta ya que el número de intentos promedio para generar un color 4 disminuye.

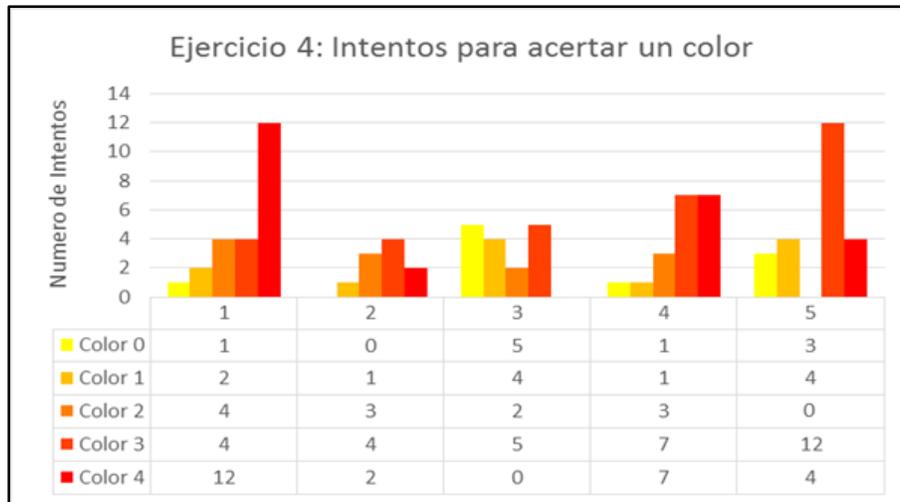


Figura 4.25: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el primer usuario.

Usuario dos:

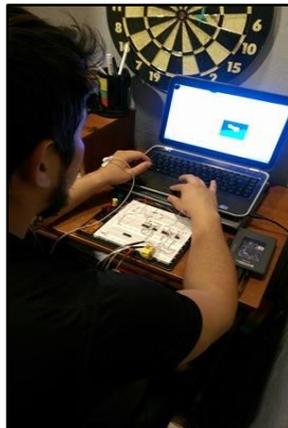


Figura 4.26: Usuario dos realizando su primera sesión de trabajo.

El usuario dos también ha realizado cinco sesiones de trabajo. Los músculos utilizados por este fueron el tríceps y pectoral.

En el ejercicio uno se estableció ganancias de 1,9 para el tríceps y se logró un porcentaje de aciertos del 90% mientras que en el pectoral se inicia con una ganancia de 6 con un porcentaje de aciertos del 90%. En las últimas sesiones el porcentaje de aciertos con M1 se mantiene, pero se debe considerar que la ganancia se ha disminuido en 0,9. Lo mismo sucede con M2, donde se disminuye a 3,5 y 3, muy por debajo de la que realizó en la

primera sesión. Se demuestra que cada vez que disminuye la ganancia, reduce ligeramente el porcentaje de aciertos, sin embargo una vez que el usuario domina el ejercicio existe una notable mejoría en el resultado.

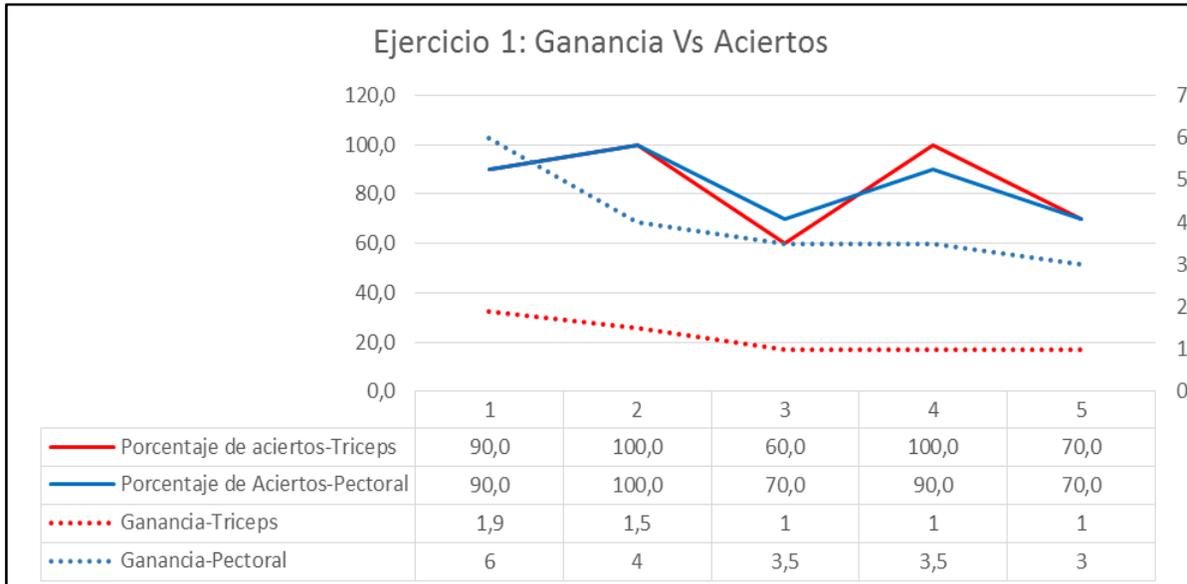


Figura 4.27: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario

En el ejercicio se realizó inicialmente con una ganancia de 1,9 en el tríceps y se obtiene un porcentaje de aciertos del 50%; mientras que en el pectoral, con una ganancia de 6, se tiene un porcentaje de acierto del 25%. A medida que avanza el número de sesiones se observa que los porcentajes aumentan debido a que el usuario mejora la calidad de sus contracciones musculares. En la última sesión se verifica que el usuario logra obtener un porcentaje de acierto del 100% con el pectoral utilizando una ganancia de 3, mostrando una notable mejora en el dominio de la intensidad y contracción muscular. En el caso del tríceps el último nivel de ganancia utilizado es de 1 y con este se obtiene un porcentaje de aciertos del 100% y 67% en las sesiones cuatro y cinco respectivamente.

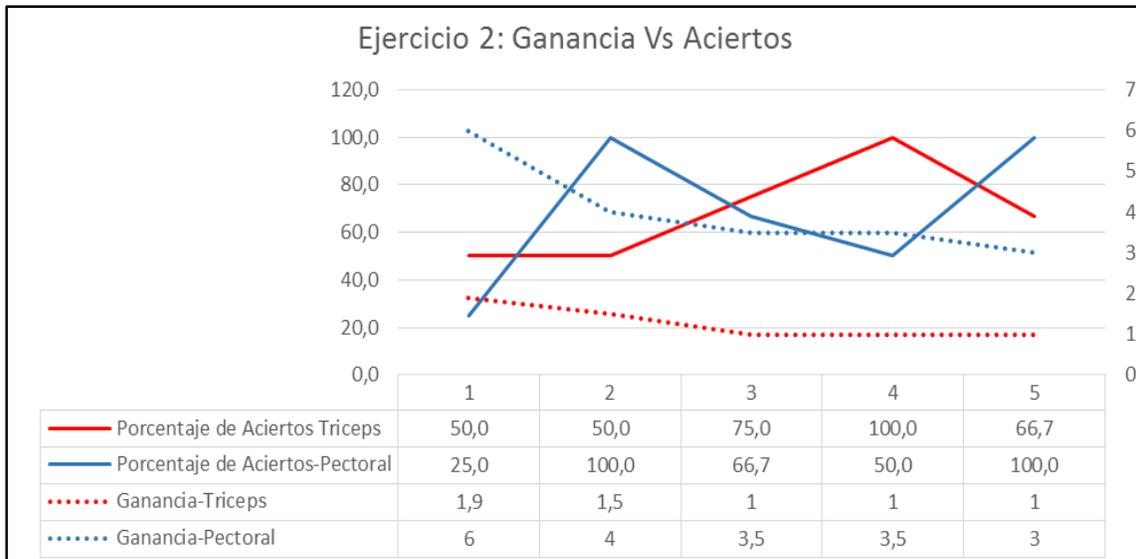


Figura 4.28: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario.

En el ejercicio tres realizado por el usuario dos inicialmente la ganancia es de 1,9 para el tríceps y de 6 para el pectoral generando un porcentaje de aciertos del 100% en cada músculo. La mejoría es clara ya que la ganancia ha disminuido a 1 en el tríceps y 3 en el pectoral, ambos con una asertividad del 100% al final de las cinco sesiones. Lo que demuestra un completo dominio de este ejercicio.



Figura 4.29: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario.

La siguiente figura indica los intentos promedio realizados por el usuario dos en el ejercicio cuatro, en este caso se utilizó el pectoral. En los colores donde se debe realizar una contracción de mayor intensidad se demuestra un declive del resultado debido a la disminución de la ganancia utilizada en cada sesión.

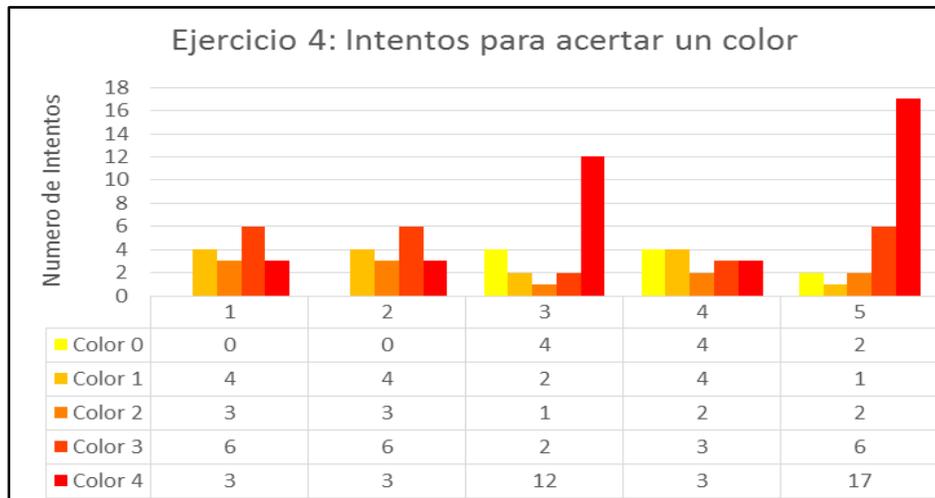


Figura 4.30: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el segundo usuario.

Usuario tres:

El usuario tres realizó cinco sesiones de trabajo con el pectoral y los tríceps, M1 y M2 respectivamente. Los resultados obtenidos se indican a continuación.

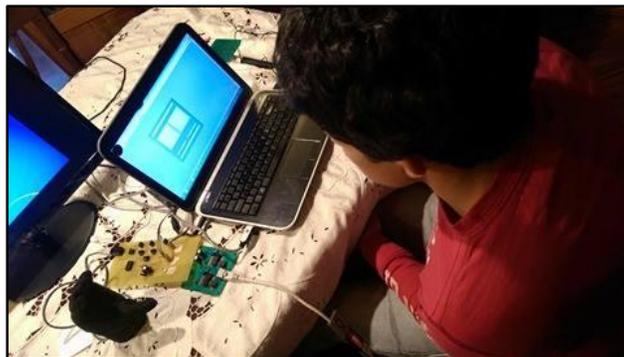


Figura 4.31: Usuario tres realizando su cuarta sesión de trabajo.

En el ejercicio uno se estableció una ganancia de 3 en el tríceps y se consiguió un porcentaje de aciertos del 100% mientras que en el pectoral se inicia con una ganancia de 3,5 y un porcentaje de aciertos del 80%. En las últimas sesiones se observa que en M2 el usuario prácticamente conserva el porcentaje de aciertos del principio pero disminuye la ganancia a 1,4, muy por debajo de la que realizó en la primera sesión. En el pectoral, por otra parte, se muestra una mejoría en ambos aspectos, es decir en el porcentaje de aciertos y también en la ganancia utilizada.

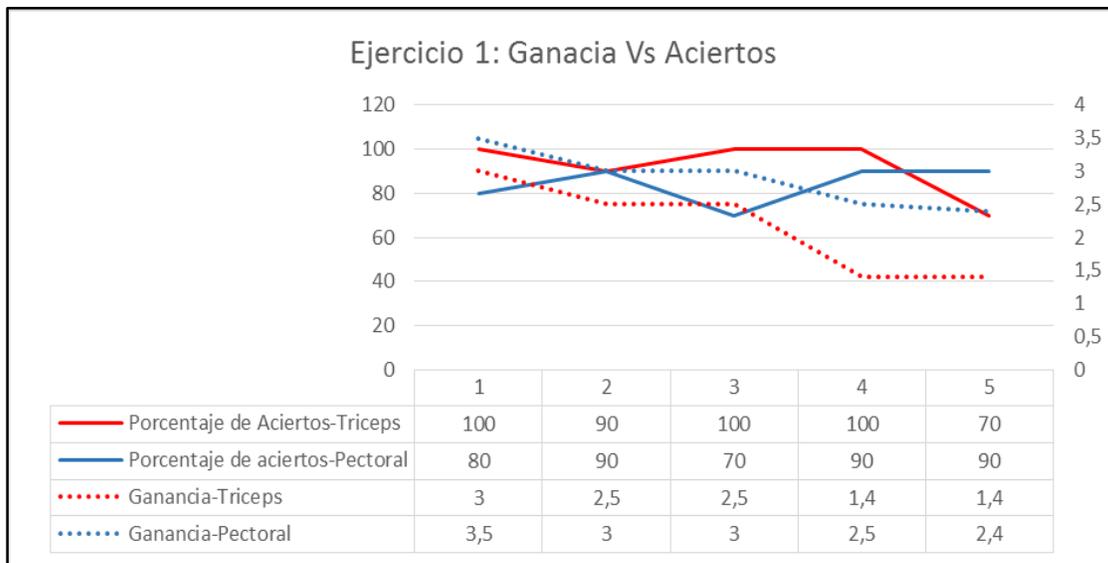


Figura 4.32: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario.

En el ejercicio dos con M1 se obtiene un porcentaje de aciertos del 80%, mientras que con M2 el porcentaje es de 100%. A medida que avanza el número de sesiones se observa una mejoría en la ganancia e igualmente en el porcentaje de aciertos. En la última sesión el usuario logra obtener un porcentaje de acierto del 100% con el pectoral y una ganancia de 2,4, la cual ha disminuido en 1,1 unidades. Mostrando una notable mejora en el dominio de la intensidad y contracción muscular. En el caso del tríceps el último nivel de ganancia utilizado es de 1,4 y un porcentaje de aciertos del 100% en la sesión cuatro, sin embargo en

la última sesión de trabajo se logra un 40% lo cual indica que el usuario necesita mayor entrenamiento sobre esta ganancia para tener un dominio del sistema.

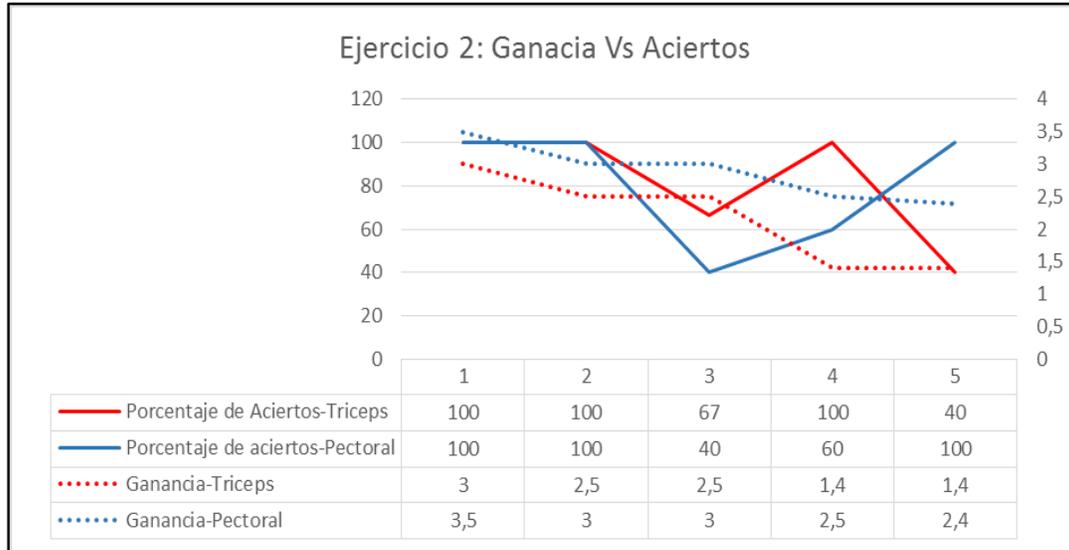


Figura 4.33: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario.

En el ejercicio tres se ha logrado un dominio total del sistema, incluso disminuyendo las ganancias en ambos músculos. Lo cual refleja grandes avances del usuario para la generación de señales EMG aptas.

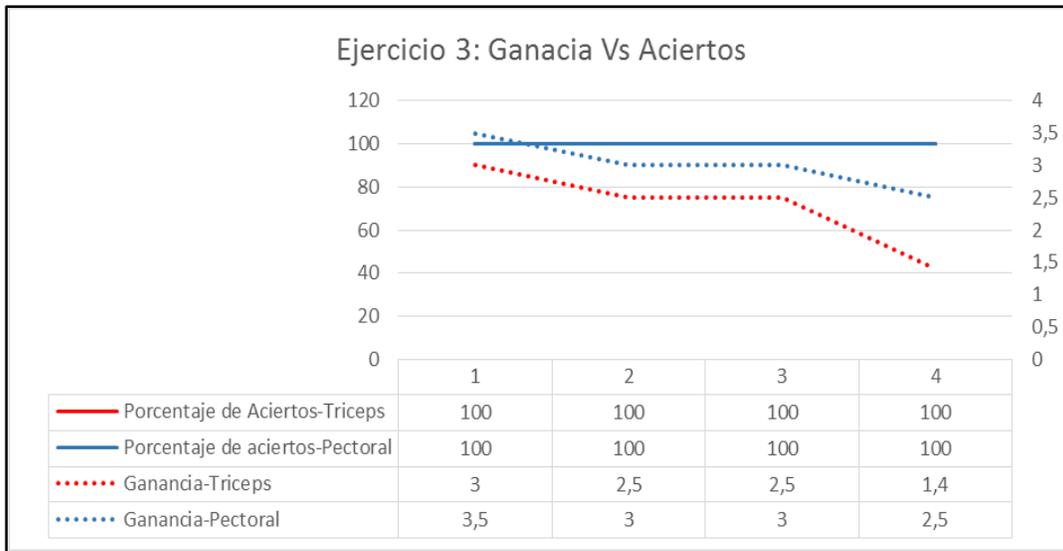


Figura 4.34: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario.

En el ejercicio cuatro en la siguiente figura existe un declive en la generación de señales de bajo nivel debido a la intensidad de contracción necesaria para llegar al umbral. Si bien la disminución de la ganancia en cada sesión llevaría a pensar que las contracciones musculares realizadas deberían tener cada vez menor potencia, el usuario demuestra lo contrario debido a que se ha logrado de alguna manera un dominio de la generación de señales de alto nivel. Sin embargo no se puede decir que el usuario tenga control total en la potencia de su señal EMG pues aún no se logra generar diferentes intensidades de señal a voluntad ya que el número de intentos promedio para algunos colores es aún alto. Por lo cual se ve necesario mayor entrenamiento a una ganancia constante.

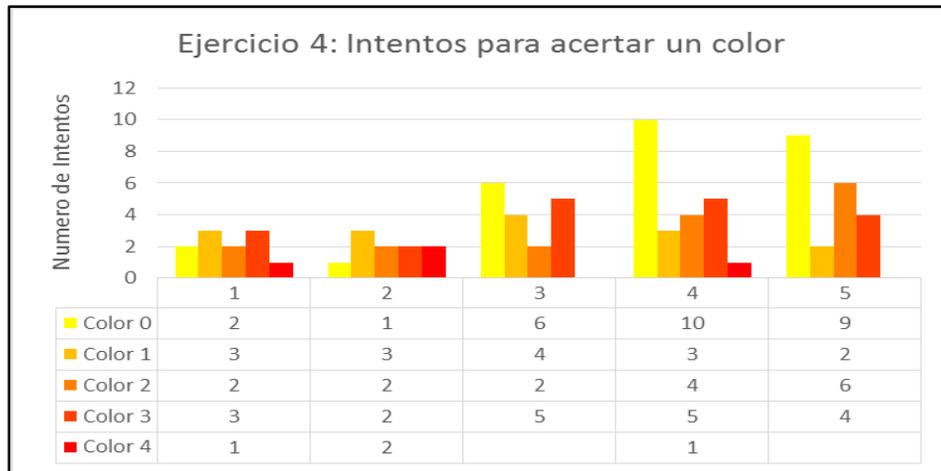


Figura 4.35: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el tercer usuario.

Usuario cuatro:

El usuario cuatro, al igual que los demás, ha realizado cinco sesiones de trabajo durante cinco días consecutivos. En este caso se utilizaron los dos bíceps (derecho e izquierdo).



Figura 4.36: Usuario cuatro realizando su última sesión de trabajo.

En el ejercicio uno se establece inicialmente ganancias de 2,85 y 3,5 para el Bíceps Derecho y el Bíceps izquierdo respectivamente. En la primera sesión se logra un 80% de efectividad en ambos músculos y a luego del entrenamiento se observa que el porcentaje de aciertos se mantiene para M2 y para M1 sube en un 10%. En este caso se mantuvo prácticamente una ganancia constante a lo largo de todo el proceso de entrenamiento.

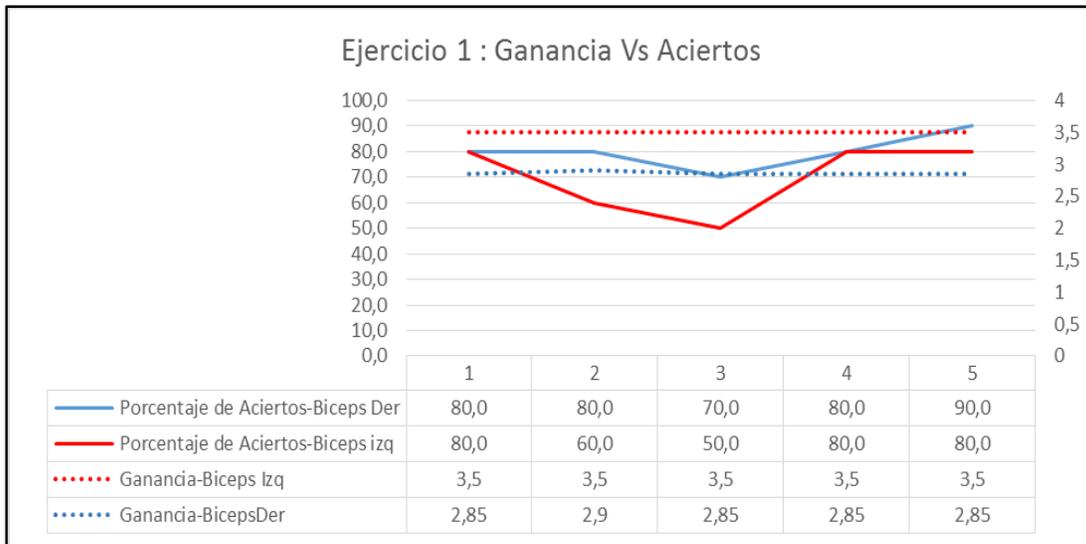


Figura 4.37: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.

En el ejercicio dos realizado por el usuario cuatro se obtiene un porcentaje de acierto del 25% y 50% para M1 y M2 respectivamente. A medida que avanzan las sesiones se demuestra una clara mejoría en el porcentaje de aciertos, culminando con un 100% en cada uno de los músculos. En este caso la ganancia se ha mantenido y el usuario ha demostrado dominarla.

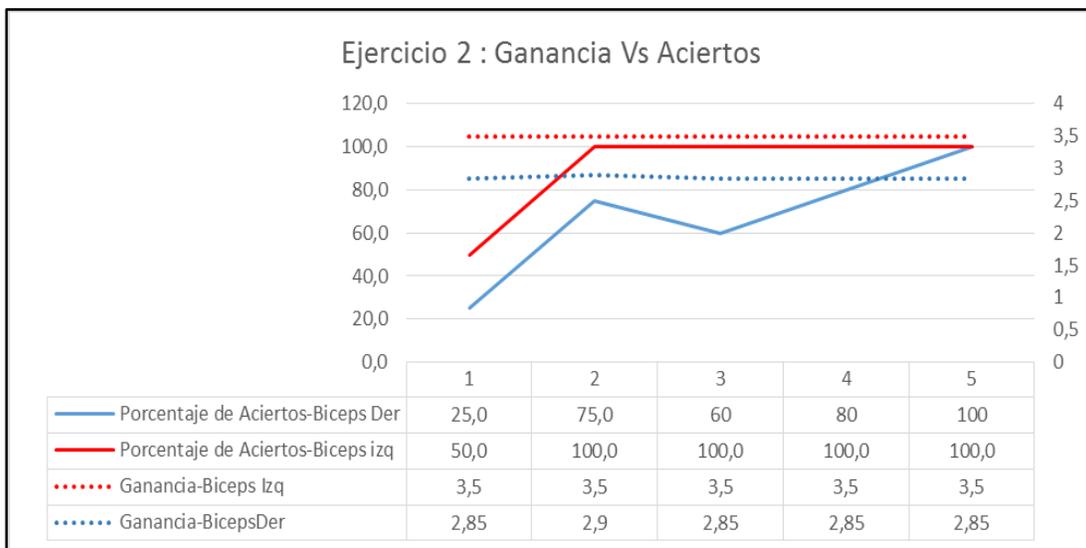


Figura 4.38: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.

En el ejercicio tres realizado por el usuario cuatro, inicialmente los resultados demuestran un 100 % y 66,7 % de efectividad para M1 y M2 respectivamente. A partir de la segunda sesión se observa un dominio del ejercicio para la misma ganancia impuesta inicialmente.

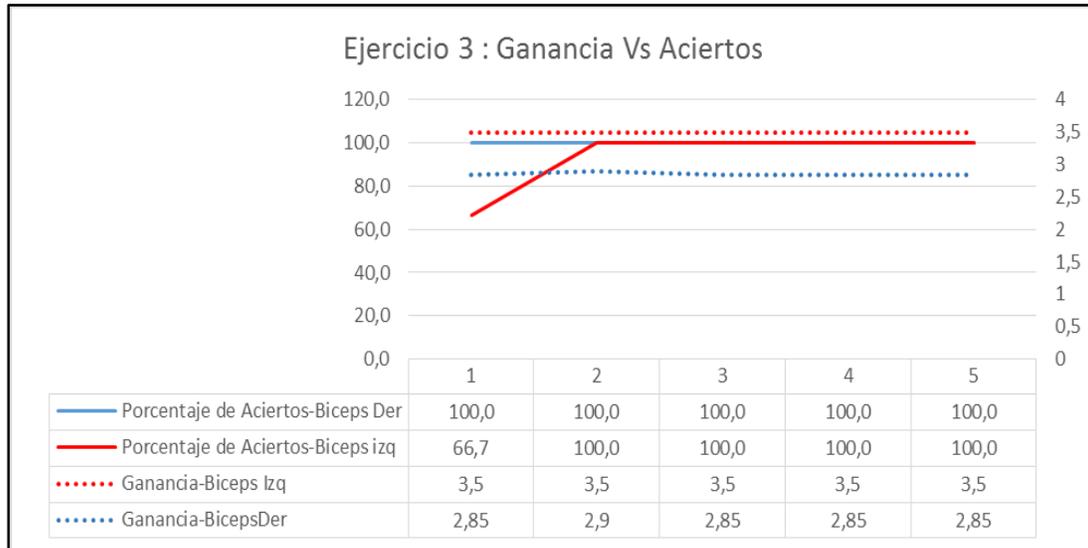


Figura 4.39: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.

El ejercicio cuatro se realizó con el bíceps izquierdo y la ganancia se mantuvo constante en cada sesión. Los resultados obtenidos pueden observarse en la figura 4.40, donde se aprecia una clara falencia en la generación de señales de alta potencia pues para equiparar los colores 3 y 4 el usuario necesita una gran cantidad de intentos promedio, lo cual genera un desgaste muscular fuerte. Este aspecto se ve reflejado en la sesión de trabajo tres donde se utiliza 24 intentos para generar una señal de muy alta potencia. Por tal motivo se vio necesario dar al usuario un mayor tiempo de descanso previo a la realización de la sesión cuatro. Donde el músculo ha regresado a su capacidad inicial. Cabe destacar que el usuario tiene 55 años. Por cual, a diferencia de los demás, se recomienda realizar sesiones de trabajo más distanciadas entre sí.

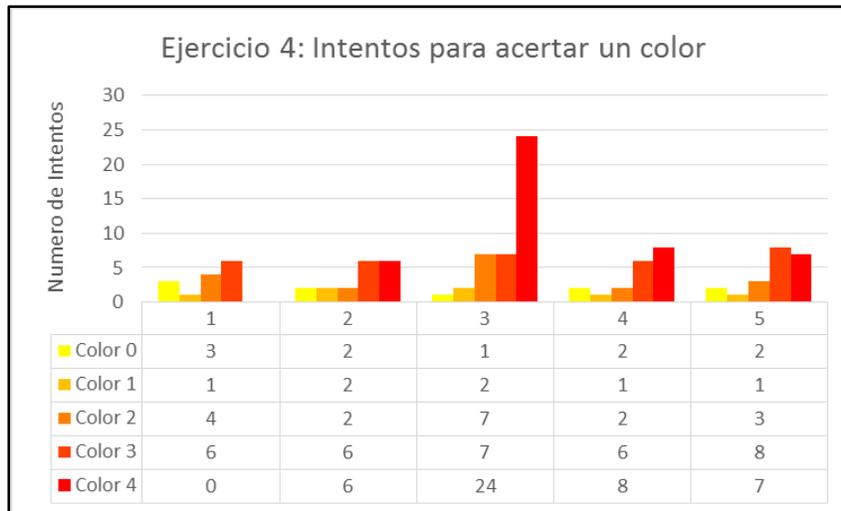


Figura 4.40: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el cuarto usuario.

Usuario cinco:

El usuario cinco realizó cinco sesiones manteniendo la ganancia prácticamente constante en los músculos tríceps y bíceps, los cuales fueron determinados como los más aptos para la generación de señales EMG. A continuación se detallan los resultados que se desprenden de cada ejercicio del entrenador.



Figura 4.41: Usuario cinco realizando su tercera sesión de trabajo.

Para la realización de los ejercicios se establecieron ganancias iniciales de 1,9 y 3 respectivamente y se observa que a lo largo del entrenamiento el porcentaje de aciertos es muy bueno, por lo que se concluye que para esta ganancia, el usuario domina el ejercicio uno.

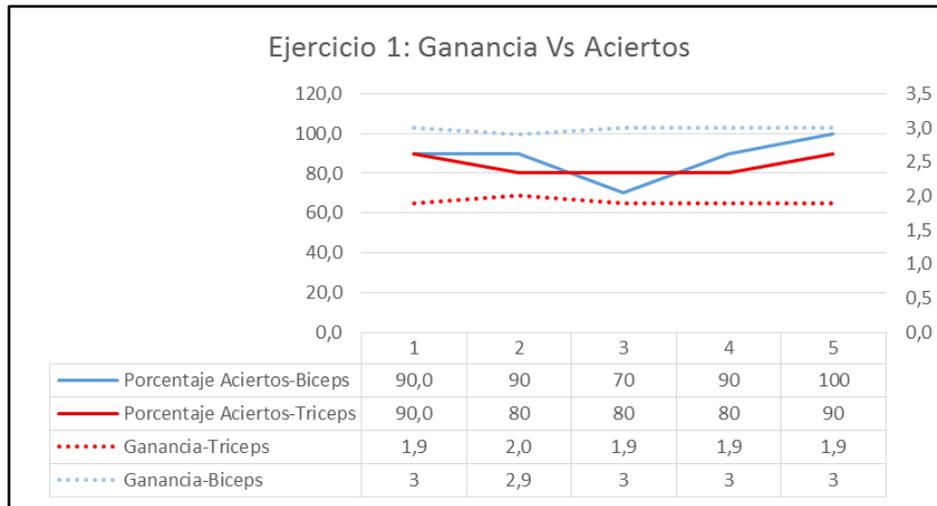


Figura 4.42: Ejercicio uno correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.

En el ejercicio dos los resultados reflejan un 75 % de aciertos en el músculo uno (tríceps) y un 33,3 % en el bíceps. Aspecto que demuestra una falta de dominio inicial en la generación de señales EMG con el músculo dos, pero a lo largo del entrenamiento en la figura se puede observar una clara mejoría en la generación de señales EMG con el bíceps del usuario, llegando incluso a un 100% de efectividad en este ejercicio.

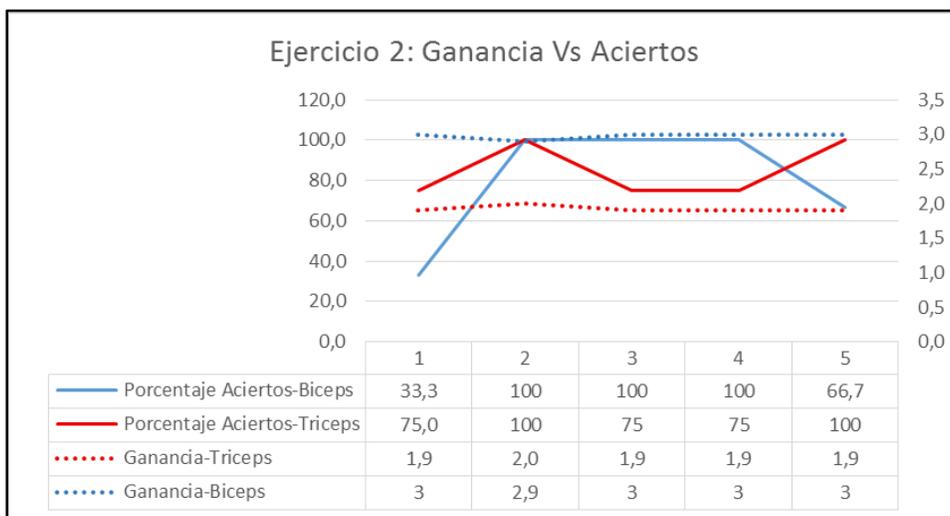


Figura 4.43: Ejercicio dos correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.

El ejercicio tres fue fácilmente dominado por el usuario para la ganancia impuesta. Los resultados pueden apreciarse en la figura 4.44.

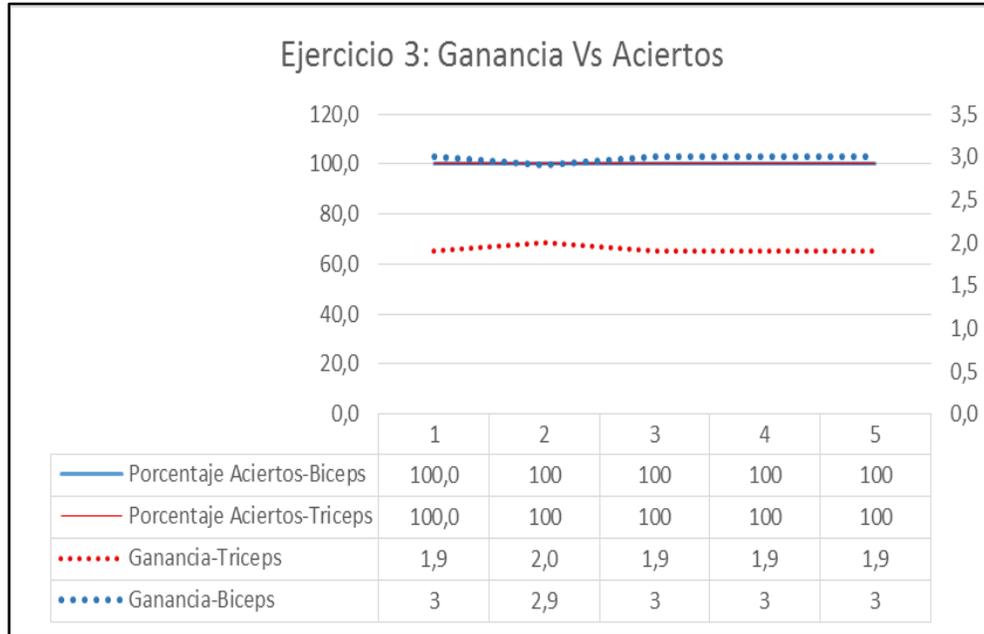


Figura 4.44: Ejercicio tres correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.

La siguiente figura enseña los resultados obtenidos para el usuario cinco en el ejercicio cuatro durante cinco sesiones de trabajo. Se puede observar un dominio medio de la generación de señales EMG con diferentes potencias. Sin embargo es apreciable que para obtener señales de muy alta potencia el usuario realiza grandes esfuerzos, por lo cual se puede determinar que a lo largo del entrenamiento, en este ejercicio, no existe aún un dominio total de las ganancias utilizadas para cada músculo.

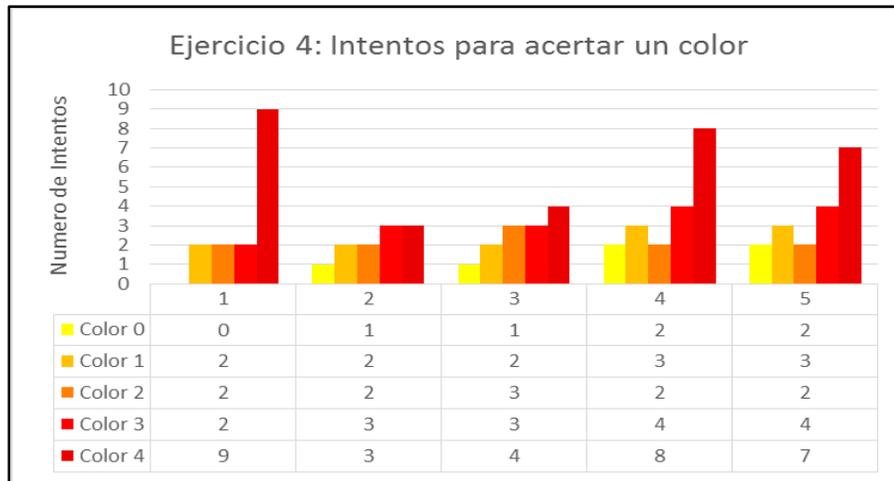


Figura 4.45: Ejercicio cuatro correspondiente a las cinco sesiones realizadas por el quinto usuario.

4.7. Entrenador real implementado

El entrenador implementado permite la manipulación de la prótesis tipo pinza que se mostró en el capítulo III, en simultáneo con la mano 3D del entrenador virtual. A continuación se enseñan las pruebas y resultados obtenidos en el entrenador real.

4.7.1. Circuito de control de Prótesis

En las siguientes imágenes se enseña el circuito implementado para el control del motor que mueve la prótesis de mano tipo pinza, así como también los circuitos de adquisición utilizados para los sensores de presión y de efecto hall. Se han utilizados potenciómetros de precisión para permitir variar la sensibilidad de forma analógica.

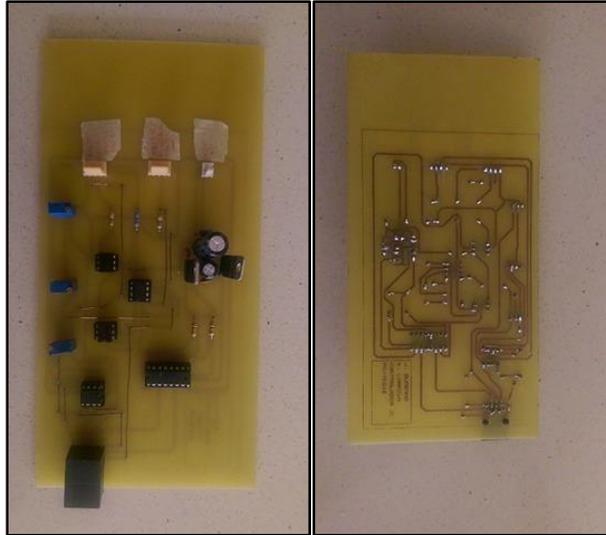


Figura 4.46: Circuito de control de la prótesis real implementado.

4.7.2. Acoplamiento de la prótesis al sistema

Para la conexión de la prótesis a la placa de control se utilizó un conector RJ45 y cable UDP categoría 5a. Por estos cables se controla al motor mediante las señales PWM generadas por la tarjeta MyRIO y se adquiere las señales de los sensores. Véase figura 4.47

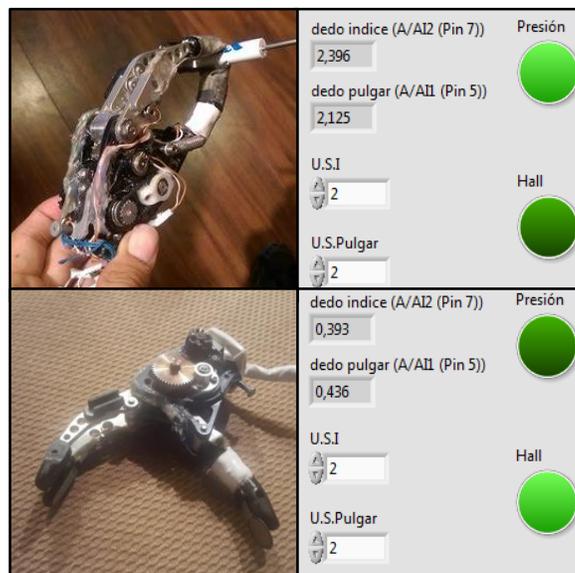


Figura 4.47: Software de adquisición de los sensores.

Se diseñó un guante de silicón para colocarle a la prótesis, lo cual permite que su aspecto visual mejore notablemente, pues al colocar un segundo guante de cualquier tipo, la prótesis se observa de manera muy natural. (Véase figura 4.48 y figura 4.49) En este guante los dedos móviles serán el pulgar, el índice y el dedo medio. Los dedos anular y meñique por otra parte se mantienen fijos.



Figura 4.48: Guante de silicón diseñado para la prótesis de mano tipo pinza.



Figura 4.49: A la izquierda de la imagen se muestra la mano de la persona y a la derecha la prótesis de mano implementada con guante.

4.7.3. Funcionamiento de la prótesis mediante señales EMG

Finalmente se presenta el funcionamiento de la prótesis real comandada mediante las señales EMG que a lo largo de varias sesiones de trabajo en el entrenador virtual se han visto mejoradas y permiten ahora el correcto control de la misma.



Figura 4.50: Prótesis sujetando un objeto, comandada por señales EMG.

4.8. Hardware implementado para el entrenador

La imagen muestra el resultado final del entrenador virtual y real de prótesis mioeléctrica de mano derecha implementado a lo largo de este proceso. Satisfaciendo las condiciones de diseño impuestas desde un inicio y cumpliendo con los resultados esperados.

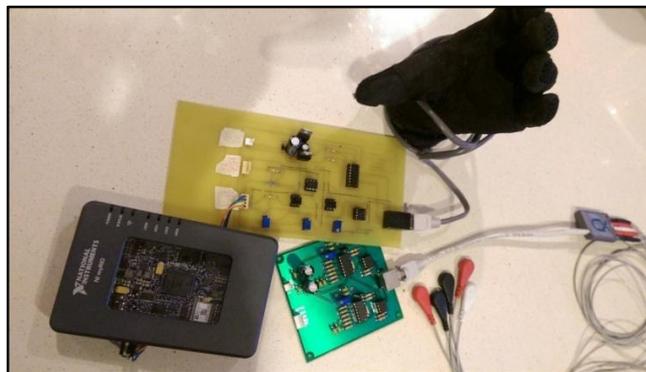


Figura 4.51: Hardware del entrenador implementado.

CONCLUSIONES

El sistema empleado para la obtención de señales EMG está constituido por un amplificador instrumental el cual posee un alto rechazo al modo común, seguido de un filtro notch que permite eliminar el ruido inducido por la red eléctrica a 60 Hz, este filtro debe ser realizado con componentes precisos y de calidad permitiendo que sea lo más ideal posible. Posteriormente se utiliza una segunda etapa de amplificación con amplificadores operacionales de alta frecuencia para tener la mayor calidad en la salida del circuito.

El circuito de adquisición dependerá del procesamiento a realizar, la calidad de la tarjeta de adquisición es indispensable. Se utiliza una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una resolución de 12 bits, brindada por el FPGA MyRIO. Puesto que las señales musculares comprendidas para el estudio se encuentran entre 0 y 200 Hz.

Todos los músculos del cuerpo humano son capaces de generar señales mioeléctricas. Sin embargo el objeto de estudio del entrenador implementado se centra en los músculos bíceps, tríceps, pectoral y trapecio. Se demostró que cada persona posee mayor control o dominio sobre un músculo determinado. Sobre este se debe realizar la adquisición de señales ya que el proceso de entrenamiento será más fácil y rápido por el dominio previo del usuario.

Permitir que el usuario visualice la señal mioeléctrica a medida que realiza un ejercicio es de gran utilidad, ya que le permite comprender en tiempo real las señales musculares que este genera, la intensidad a la cual lo hace y a la que debe llegar para lograr un control efectivo de la prótesis.

La aptitud de una persona para el control de una prótesis mioeléctrica puede ser determinada mediante el entrenador diseñado.

El ejercitar la habilidad de generación de señales EMG a través de diversos ejercicios que presenten diferentes niveles de dificultad en conjunto con un análisis estadístico continuo y personalizado permite evaluar las mejorías del usuario en cuanto la calidad de señal muscular generada para el control de una prótesis mioeléctrica.

La limitación más importante de la prótesis real implementada está dada por la incapacidad del usuario para sobrepasar el umbral que permite generar el movimiento de la pinza mediante una contracción muscular. Otra limitación que se da en el tema físico es la imposibilidad de sostener o agarrar elementos cilíndricos dentro de la pinza tridigital formada entre los dedos índice, medio y pulgar; causada por la falta de sensores en la región interna, lo cual imposibilita determinar un momento máximo de cierre para detener el motor. El aspecto funcional se ve restringido por el exceso de ruido eléctrico que ingresa al circuito de adquisición lo cual imposibilita la detección de una contracción muscular.

Los resultados obtenidos por el entrenador virtual y el entrenador real son iguales, debido a que estos funcionan con el mismo sistema de adquisición y control. De esta manera la capacidad de un usuario para manipular el entrenador virtual es la misma necesaria para manipular la prótesis real.

El entrenador virtual y real de prótesis de mano implementado permite eliminar la inversión económica innecesaria de una prótesis real durante el proceso de aprendizaje y acoplamiento del usuario a los sistemas mioeléctricas, puesto que este puede resultar no apto para el manejo del mismo.

Los ejercicios planteados en el entrenador virtual mejoran la capacidad de generar señales EMG para el control la mano mediante diferentes estímulos visuales.

El archivo de texto en el cual se respaldan los resultados del entrenador para cada individuo permite la obtención de información suficiente para la realización de una prótesis personalizada, brindando datos sobre la ganancia necesaria, el umbral a superar y los músculos con mayor capacidad de generación de señales EMG.

REFERENCIAS

- Al-Baker, B. (2013). *The Prosthetics Industry*. Recuperado 7 de noviembre de 2015, a partir de <https://evolutionaryprosthetics.wordpress.com/>
- Alonso Alonso, A. (2006). *Estudio de la aplicación de un sistema de entrenamiento mioeléctrico para valorar la idoneidad de los candidatos a usuarios de prótesis mioeléctricas y para el control de otros sistemas externos*. Valladolid.
- Alonso Alonso, A., Hornero Sánchez, R., Espino Hurtado, P., Dela Rosa Steinz, R., & Liptak, L. (2002). *Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano*. Mapfre Medicina (Vol. 13). Valladolid.
- Alvarez, R. (2004). *Valvulas cardiacas protesicas*. Revista de Posgrado de la VIa Cátedra de Medicina, (137), 19-32.
- Andersen, R. (s. f.). *Control Cognitivo de Protesis Neuronales*. California.
- Bacigalupo, U. (2006). *Prótesis implantables de oído medio*. Otorrinolaringol, 66, 47-50.
- Belter, J. T., & Dollar, A. M. (2011). *Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands*. Zurich.
- Bionics, T. (s. f.). *i-limb*. Recuperado 16 de octubre de 2015, a partir de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-quantum>
- Boylestan, R. (s. f.). *Teoria de Circuitos y Dispositivos Electrónicos* (Décima edi).
- Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (2013). *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*. Ingenius Revista de Ciencia y Tecnología, 9, 57-64. <http://doi.org/1390-650X>.
- Carmona, R., Robles, D., Flores, C., & Hernandez, M. de J. (2010). *Protesis Maxilofacial en Defecto Intraoral y Extraoral Resultado de Linfoa no Hodgkin*. México DF.
- Castillo, R. (2009). *Prótesis maxilofacial: obturadores palatinos*. Recuperado 15 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.gacetadental.com/2009/03/prtesis-maxilofacial-obturadores-palatinos-31575/>
- Chappell, P., & White, N. (s. f.). *Southampton Hand _ Electronics and Computer Science (ECS)*. Recuperado 15 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.ecs.soton.ac.uk/research/projects/132>

- Coelho, M., Vedovatto, E., Quinelli, J., Matida, M., & Gennari, H. (2009). *Técnicas de confección de prótesis faciales Techniques used for making of facial prostheses*. Revista Cubana de Estomatología, 46(1), 1-12. Recuperado a partir de http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-75072009000100005&script=sci_arttext
- Corega, C. (s. f.). *¿Qué son las prótesis dentales?* Recuperado 15 de noviembre de 2015, a partir de https://www.corega.com/es_es/considerando-protesis.html
- Coughlin, R. (s. f.). *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales* (Cuarta Edi).
- Diaz, I. (2008). *Diseño y Construcción de un Socket de Miembro Superior con Suspensión Ajustable*. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Dorador, J. (2004). *Robótica Y Prótesis Inteligentes*. Revista Digital Universitaria UNAM, 6, 1-15.
- ElCorreo. (2012, diciembre 5). *Las prótesis biónicas, más capaces cada día*. Bilbao. Recuperado a partir de <http://www.elcorreo.com/innova/empresas/20121205/brazo-robotico-201212051847-rc.html>
- Espinoza, R., Espinoza, J., & Montellano, F. (2012). *La Travesía desde las Amputaciones como Pena Corporal en los Transplantes de Extremidad*. Revista Chilena de Cirugía, 63, 211-216. <http://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>
- Febres, T. (2011). *Ingenieros de pregrado desarrollan una prótesis del brazo controlada por el cerebro*. Recuperado 25 de noviembre de 2015, a partir de http://medgadget.es/2011/04/ingenieros_de_pregrado_desarro_1.html
- Flores, I., & Juárez, A. (s. f.). *Actualidad y Tendencia de las Prótesis de Miembro Superior Prótesis de Miembro Superior*.
- Flores, R. (2013). *Desarrollan en la UNAM entrenador virtual para discapacitados*. Recuperado 25 de noviembre de 2015, a partir de http://www.dgcs.unam.mx/boletin/bdboletin/2013_395.html
- Geisinger, D. (2005). *Electrodos implantables en el cerebro en aplicaciones de prótesis neurales*. Montevideo.
- Girard, L. (2008). *Diseño y Construcción de Prototipo de Prótesis de Rodilla*. Universidad de las Américas Puebla.
- Gomez, F., & Guzman, V. (2009). *Prótesis mioeléctrica*. Innovar, (148). Recuperado a partir de http://www.inti.gob.ar/prodiseno/pdf/n148_innovar.pdf

- Gomez, F., & Guzman, V. (2010). *Protesis Mioelectrica de Miembro Superior*. Recuperado 25 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.frt.utn.edu.ar/relacionesinstitucionales/articulos/?s=791>
- GrabCAD. (s. f.). *human left hand*. Recuperado a partir de <https://grabcad.com/library/human-left-hand>
- Gutierrez, O. (2009). Prótesis faciales : alternativa de rehabilitación para niños y adultos. *Acta de Otorrinolarigología y Cirugía de cabeza y cuello*, 37(2), 95-102.
- Hargrove, L. J., Scheme, E. J., Englehart, K. B., & Hudgins, B. S. (2010). *Multiple binary classifications via linear discriminant analysis for improved controllability of a powered prosthesis*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1), 49-57. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2009.2039590>
- Hernandez, F. (2008). *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*. Universidad de las Américas Puebla.
- Hernandez, O., & Olvera, E. (2009). *Noise Cancellation on ECG and Heart Rate Signals Using the Undecimated Wavelet Transform*. Cancún.
- Herrero, J. (2006). *Protesis auditivas - ayudas tecnicas*. Recuperado 10 de noviembre de 2015, a partir de [http://www.ceesordosjerez.es/form_profesorado/Ayudas Tecnicas.pdf](http://www.ceesordosjerez.es/form_profesorado/Ayudas_Tecnicas.pdf)
- HISTORIA CLASICA, P. (2007). *Descubren en Egipto la prótesis más antigua del mundo*. Recuperado 7 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.historiaclasica.com/2007/07/descubren-en-egipto-la-prtesis-ms.html>
- IDAL. (2014). *Prótesis Auditivas*. Recuperado 14 de noviembre de 2015, a partir de http://www.idal.com.ve/protesis_auditivas.html
- Implantación de Prótesis Maxilofacial*. (s. f.). Recuperado 16 de noviembre de 2015, a partir de <http://articulos.sld.cu/protesis/archives/tag/protesis-maxilofacial/page/8>
- Interlink Electronics. (s. f.-a). *FSR 400 Data Sheet Interlink Electronics - Sensor Technologies*.
- Interlink Electronics. (s. f.-b). *FSR Force Sensing Resistors*.
- Jaimes, A. (2009). *Adquisición de datos y herramienta de análisis para pacientes con pie caído*. Recuperado 15 de noviembre de 2015, a partir de http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portalIG/home_17/recursos/01_general/14092010/cont_proyecto5.jsp
- Kapandji, A. (1999). *Cuadernos de fisiología articular*. (M. Panamericana, Ed.). Madrid.
- Kapandji, A. (2006). *Fisiología Articular*. Madrid: Medicina Panamericana.

- La Prótesis de Cadera.* (s. f.). Recuperado 16 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.arthrolink.com/es/tratamientos/la-cirugia/las-protesis-de-cadera>
- Lanza, U. (2006). *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial.* Universidad Simón Bolívar.
- Loaiza, J., & Arzola, N. (2011a). *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano.* Bogotá.
- Loaiza, J., & Arzola, N. (2011b). *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano.* Bogotá.
- Loaiza, J. L. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad.* Universidad Nacional de Colombia.
- Lucas, L., Gennari, F., Goiato, M., Dos Santos, D., Moreno, A., & Falcón-Antenucci, R. (2010). *Estética en prótesis removibles The aesthetics in removable prostheses.* Revista Cubana de Estomatología, 47(2), 224-235.
- Maroto, L. C. (s. f.). *Prótesis valvulares cardíacas.* En Libro de la salud Cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA (pp. 471-477).
- Medical Expo. (s. f.). *Sistema de Prótesis Mioeléctrica— Ottobock.* Recuperado 20 de abril de 2016, a partir de <http://www.medicaexpo.es/prod/ottobock/product-74842-460672.html>
- Monreal, J. (2011). *Remodelación Facial Avanzada.* Madrid. Recuperado a partir de <http://www.drmonreal.info/ProcedimientosPDF/ImplantesFaciales.pdf>
- Munévar, P. A. (s. f.). *Entrenador virtual para el aprendizaje de rutinas motoras , en personas con ausencia de un miembro superior.* Bogotá. Recuperado a partir de http://www.iiis.org/CDs2014/CD2014SCI/CISCI_2014/PapersPdf/XA097CX.pdf
- Muñoz, E., Paruma, O., & Florez, J. (2004). *Aplicaciones De Las Señales Mioelectricas Para El Control De Interfaces Hombre-Maquina. Euitt.Upm.Es.* Cauca. Recuperado a partir de <http://www3.euitt.upm.es/taee/Congresosv2/2004/papers/2004S3C01.pdf>
- National Instruments. (1900). *NI myRIO-1900.*
- National Instruments. (2012). *Getting Started with the LabVIEW™ Robotics Module.* Recuperado a partir de <http://www.ni.com/pdf/manuals/375286c.pdf>
- National Instruments. (2013). *How to Import a CAD Model from Solidworks to the Robotics Simulation Model Builder.* Recuperado a partir de <http://www.ni.com/tutorial/14780/en/>

- National Instruments. (2015a). *Overview of the LabVIEW Robotics Module*. Recuperado a partir de <http://www.ni.com/white-paper/11564/en/>
- National Instruments. (2015b). *Overview of the LabVIEW Robotics Simulator*. Recuperado a partir de <http://www.ni.com/white-paper/14133/en/>
- Norton, K. (2007). *Un breve recorrido por la historia de la protésica*. inMotion, 17(7), 5.
- Open Dynamics Engine - home. (s. f.). Recuperado 17 de marzo de 2015, a partir de <http://www.ode.org/>
- Ortoka Ortopedia. (s. f.). *Prótesis de miembro superior*. Recuperado 20 de abril de 2016, a partir de <http://ortopediaortoka.es/protesis-de-miembro-superior>
- Osorio, A. (2006). *Algoritmo para la detección de vibraciones anormales en maquinarias utilizando la transformada wavelet*. Universidad de las Américas Puebla.
- Ottobock. (s. f.-a). *La mano Michelangelo ® en la práctica Terapia y rehabilitación*. Ottobock.
- Ottobock. (s. f.-b). *Prótesis de mano Michelangelo*. Recuperado 12 de noviembre de 2015, a partir de http://www.ottobock.es/protésica_1/miembro-superior/soluciones/sistema-axon-bus-con-mano-michelangelo/
- Pesantez, X. (s. f.). *Bioingeniería-Prótesis biónicas para manos*. Recuperado 16 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.monografias.com/trabajos96/bioingenieria-protesis-bionicas-manos/bioingenieria-protesis-bionicas-manos.shtml>
- Placido da Silva, H., Fred, A., & Martins, R. (2014). Biosignals for Everyone. *IEEE Pervasive Computing*, 13(4), 64-71. <http://doi.org/10.1109/MPRV.2014.61>
- Prótesis de mano mioeléctrica. (s. f.). Recuperado 12 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.medicaexpo.es/prod/ottobock/product-74842-508918.html>
- Reseña Histórica de las Prótesis*. (s. f.). Mexico DF: Revista UNAM. Recuperado a partir de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>
- Reseña Histórica de las Prótesis*. (2007). Recuperado 9 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>
- Ribalta, G. (2009). *Prótesis Auditivas Implantables*. Medicina Clínica Condes, 20(4), 441-447.
- Robots Argentina. (s. f.). *Sensores - Magnetismo*. Buenos Aires. Recuperado a partir de http://robots-argentina.com.ar/Sensores_magnetismo.htm
- Rodriguez Doncel, V. (2001). Entrenador para el Control de Prótesis Mioeléctricas.

- Rodríguez, F., & Tovar, A. (2008). *Coupler-based Synthesis of a RSSR Mechanism*. En International Conference on Engineering Optimization. Bogotá.
- Romo, H. a, Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano*. *Avances en Sistemas e Informática*. Cauca. Recuperado a partir de <http://en.scientificcommons.org/35680319>
- RSLSteeper. (2013). *Bebionic 3- Technical information*. Reino Unido: RSLSTEEPER. <http://doi.org/10.1080/09613219408727368>
- Salas Flórez, B. F., & Becerra Mora, Y. A. (2007). *Análisis de señales mioeléctricas orientadas a la robótica*. Universidad de la Salle.
- Sanchez, C., Loaiza, J., & Cortés, C. (2006). *Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano*. *Revista Ingeniería e investigación*, 26(3), 5-11.
- Sánchez, C., Loaiza, J., & Cortés, C. J. (2006). *Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano*. *Ingeniería e Investigación*, 26(3), 5-11.
- Sandoval, X. (2011). *Prótesis de Mano 1.0*. Universidad Autónoma de Querétaro.
- Seniam. (s. f.). Seniam. Recuperado 18 de noviembre de 2015, a partir de <http://seniam.org/>
- Serra, P. (s. f.). *Prótesis*. Valencia: Universidad de Valencia. Recuperado a partir de <http://www.uv.es/mpisea/5f54656d615f365f5072c3b37465736973.pdf>
- Serrano, E. P. (s. f.). *Introducción a la Transformada Wavelet y sus Aplicaciones al Procesamiento de Señales de Emisión Acústica*.
- Simon, A., Lock, B., & Stubblefield, K. (2013). *Patient training for functional use of pattern recognition-controlled prostheses*. *Prosthetics and Orthotics*, 24(2), 56-64. Recuperado a partir de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3339840/>
- Sosa, O. L., Torres, J., Garita, E., Gonzalez, V., & García, J. C. (2008). *Prótesis faciales retenidas con implantes e imanes* (Vol. 3). México DF.
- Sospedra, B. (2015). *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada*. Escuela Superior de Tecnología.
- Spinelli, E. (s. f.). *Amplificadores de Instrumentación en Aplicaciones Biomédicas*. Universidad Nacional de la Plata.
- Steeper. (s. f.). *Características - bebionic*. Recuperado 15 de noviembre de 2015, a partir de http://es.bebionic.com/the_hand/features

- Sullcahuamán, B. (2013). *Diseño Mecánico de un prototipo de Prótesis Mioeléctrica Transradial*. Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Texas Instruments. (2005). Precision , Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS FEATURES.
- UNAM presenta entrenador virtual para personas con discapacidad. (2014). Recuperado 27 de noviembre de 2015, a partir de <http://www.ddsmedia.net/blog/2014/03/unam-presenta-entrenador-virtual-para-personas-con-discapacidad/#>
- Unicen. (2006). *Introducción a la Transformada Wavelet*. Recuperado a partir de <http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/cursos/wavelets/apunte.pdf>
- Vallejos, D., García, J., Muñoz, E., & Flórez, J. (s. f.). *Entorno Gráfico de un Entrenador Virtual de Prótesis de Mano*. Cauca.
- Vargas, W. D., Munévar, P. A., & Páez, J. J. (2011). *Entrenador virtual para el aprendizaje de rutinas motoras , en personas con ausencia de un miembro superior, artículo producto de la investigación*. Revista de investigaciones UNAD, 10(2), 169-180.
- Vargas, W. D., Munévar, P., & Paéz, J. (2011). *Entrenador virtual para el aprendizaje de rutinas motoras, en personas con usencia de un miembro superior*. Revista de Investigación UNAD, 10(2).
- Vega, G. (2012). *Diseño y construcción de un electrocardiógrafo de 12 derivaciones para el análisis de señales cardiacas*. Universidad Politécnica Saleciana Cuenca.
- Villalobos, L., & Jesús, A. (s. f.). *Diseño, simulación y pruebas de esfuerzos mediante método de elemento finito de articulación de protesis mecánica transfemural exoesquelética*, 13- 61.