

Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas Físicas y
Naturales
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”



Alumnos:

Gorosito, Martín Alejandro
Matrícula: 38.001.073

Jara, Nicolás
Matrícula: 38.001.718

Asesores:

Mg. Ing. Beltramone, Diego A.
Dr. González, Jorge F.
Lic. Rivarola, Marcela F.



FCM
Facultad de
Ciencias Médicas



Ingeniería
Biomédica

Córdoba, diciembre de 2017

Agradecimientos

A nuestras familias, por acompañarnos, motivarnos a seguir adelante y entregarnos su apoyo incondicional a lo largo de todo este camino.

A nuestros amigos, por estar siempre presentes y por brindarnos su ayuda de una forma u otra ante cualquier necesidad.

A nuestros asesores, el Ing. Diego Beltramone, el Dr. Jorge González y la Lic. Marcela Rivarola, por ofrecernos su tiempo, sus consejos y guiarnos durante el desarrollo de este proyecto.

Al personal del laboratorio de Diseño Integrado Biomédico (DiBio) por recibirnos y permitirnos utilizar sus instalaciones y sus equipos.

A Javier Vicente, estudiante de Diseño Industrial y Miguel Pizarro, estudiante de Diseño de Animación Digital, de la Universidad Nacional de Córdoba, por dedicarnos su tiempo y paciencia en la enseñanza de modelado y escaneo 3D.

Resumen

Una prótesis, sea de miembro superior, inferior o de cualquier tipo, es un dispositivo utilizado para reemplazar total o parcialmente una parte del cuerpo, y que se coloca para mejorar alguna de sus funciones o con fines estéticos.

El presente proyecto se enfoca en el control de una prótesis funcional de miembro superior mediante el dispositivo comercial Myo Armband. Este brazalete permite obtener la actividad mioeléctrica del antebrazo, utilizando electrodos secos, y la detección de gestos por movimientos, por medio de sensores inerciales. La misma ha sido evaluada en una paciente amputada.

Para llevar a cabo el proyecto, se ha realizado una prótesis para una paciente con amputación bajo codo, impresa en 3D. La misma está constituida por el Myo, un cono de enchufe, un antebrazo que posee una interfaz de comunicación con el usuario, y una mano con cinco dedos que se mueven independientemente. Dentro del antebrazo, se encuentra la electrónica y los motores que manipulan el dispositivo.

El desarrollo de este proyecto se lleva a cabo de la siguiente manera:

En primer lugar, se realiza una investigación acerca del dispositivo Myo, de sus características de conexión y comunicación mediante Bluetooth, y de la información que procesa y detecta. Además, se analiza la anatomía y fisiología del miembro superior, las características de la actividad mioeléctrica, y también la tecnología de impresión y escaneo 3D.

En segundo lugar, se procede al diseño y desarrollo de la prótesis. Se realiza una evaluación de necesidades del usuario, y se evalúa el dispositivo Myo en el paciente amputado. Luego se desarrolla el sistema electromecánico que comanda a la prótesis, con una interfaz que permita al usuario mejor control. Después, se escanean los brazos del paciente, y se realiza el diseño en computadora del cono de enchufe, antebrazo y mano. Posteriormente, se procede a la impresión 3D y armado de la prótesis misma.

Por último, se evalúa la performance del dispositivo, analizando la respuesta del dispositivo Myo en el paciente amputado, valorando la conexión entre el brazalete y la placa a través de Bluetooth, y la respuesta de la prótesis misma, así como su funcionalidad. Al no poseer un dispositivo de características similares, no es posible contrastar los resultados obtenidos.

Las evaluaciones realizadas muestran que es posible comandar una prótesis a partir del dispositivo Myo, de manera intuitiva y simple. Además, es factible aplicar esto a un diverso número de personas, con un diseño anatómico funcional y configurable de acuerdo al usuario.

Contenido

Agradecimientos.....	3
Resumen.....	5
Contenido.....	6
Índice de Ilustraciones.....	10
Índice de Tablas.....	15
Introducción.....	16
Objetivos.....	17
Objetivos Generales.....	17
Objetivos Específicos.....	17
Capítulo 1: Marco Teórico.....	18
1.1. Miembro superior: Mano.....	18
1.1.1. Anatomía.....	18
1.1.2. Aparato sensorial.....	21
1.1.3. Mioelectricidad.....	24
1.1.4. Biomecánica.....	33
1.2. Robótica en medicina.....	38
1.2.1. Partes de un robot.....	38
1.2.2. Clasificación del robot de acuerdo a los GDL:.....	42
1.2.3. Aplicación de la robótica en la medicina: Rehabilitación....	42
1.3. Amputaciones miembro superior.....	43
1.3.1. Niveles de amputación.....	44
1.3.2. Epidemiología.....	46
1.3.3. Preparación física del paciente para la prótesis.....	47
1.4. Prótesis.....	47
1.3.1. Historia de las prótesis.....	51
1.3.2. Tipos de prótesis de mano.....	54
1.3.3. Rehabilitación.....	58
1.4. Myo.....	62
1.4.1. Principio de funcionamiento.....	62
1.4.2. Especificaciones técnicas.....	63
1.4.3. Reconocimiento de gestos.....	65
1.4.4. Características de la señal enviada.....	67

1.4.5.	Centro de aplicaciones	67
1.5.	Impresión 3D.....	68
1.5.1.	Principio de funcionamiento	69
1.5.2.	Materiales.....	76
1.6.	Escaneo 3D	81
1.6.1.	Tecnologías de escaneo 3D.....	81
Capítulo 2:	Estado actual de la tecnología	86
Capítulo 3:	Diseño e implementación.....	90
3.1.	Diagrama de bloques ARMYO.....	91
3.2.	Normativas.....	91
3.2.1.	Normas aplicables a ARMYO.....	94
3.3.	Evaluación de necesidades de la mano.....	95
3.3.1.	Definición de movimientos.....	96
3.3.2.	Definición de articulaciones y dedos	98
3.4.	Evaluación del dispositivo Myo	99
3.4.1.	Análisis y puesta en funcionamiento de Myo.....	99
3.4.2.	Obtención de señales en PC.....	100
3.4.3.	Comunicación entre el Myo y otros periféricos.....	100
3.4.4.	Comunicación Myo-Microcontrolador	101
3.5.	Control electromecánico de la mano.....	103
3.5.1.	Microcontrolador.....	103
3.5.2.	Sistema actuador.....	103
3.5.3.	Sensores de contacto.....	105
3.5.4.	Pulsadores	108
3.5.5.	Interfaz	109
3.5.6.	Sistema doble acción	109
3.6.	Sistema mecánico de transmisión del movimiento	110
3.6.1.	Servomotor.....	110
3.6.2.	Transmisión del movimiento.....	110
3.6.3.	Dedos – Articulaciones.....	112
3.7.	Microcontrolador Arduino	113
3.7.1.	Programación del Microcontrolador Arduino	114
3.7.2.	Declaración de variables	114

3.7.3.	Configuraciones globales	115
3.7.4.	Programa principal	115
3.7.5.	Procesamiento de la señal	116
3.7.6.	Movimiento de la prótesis.....	118
3.8.	Módulo Bluetooth	121
3.9.	Alimentación general del circuito	122
3.9.1.	Corriente máxima de consumo.....	122
3.9.2.	Batería.....	123
3.10.	Interfaz de usuario	125
3.10.1.	Pantalla LCD	125
3.10.2.	Pulsadores	127
3.10.3.	Myo como interfaz	128
3.11.	Diseño de mano protésica	129
3.11.1.	Evaluación del prototipo	129
3.11.2.	Escaneo	131
3.11.3.	Modelado 3D del dispositivo.....	132
3.11.4.	Impresión 3D	142
3.12.	Integración de prototipo final	143
Capítulo 4:	Evaluación del funcionamiento del dispositivo	148
4.1.	Evaluación de respuesta del dispositivo Myo con un paciente amputado	148
4.2.	Evaluación de comunicación entre Myo y la placa Arduino	149
4.3.	Evaluación de respuesta y funcionalidad de la prótesis.....	149
4.3.1.	Modo: Prensión fina.....	149
4.3.2.	Modo: Casa	151
4.3.3.	Modo: Día a Día	152
4.3.4.	Modo Señas	154
4.4.	Evaluación del desempeño de la batería	154
4.5.	Evaluación de conformidad de paciente	155
Capítulo 5:	Estructura de costos	159
5.1.	Costo de materiales	159
5.2.	Costo de investigación y desarrollo	159
Conclusiones.....		161
Mejoras a futuro		163

Bibliografía y Referencias	164
Anexos	169
Anexo N° 1: Evaluación de Biocompatibilidad	171
Anexo N° 2: Consentimiento informado	172
Anexo N° 3: Actividad mioeléctrica detectada por Myo.....	176
Anexo N°4: Mediciones de los sensores FSR.....	182
Anexo N°5: Código de programación Arduino.....	188
Anexo N°6: Circuito esquemático del prototipo	205

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1 - Vista anterior esquemática de los huesos de la mano y dedos	19
Ilustración 2 - Músculos del compartimiento ante braquial anterior, porción superficial.	20
Ilustración 3 - Músculos de la palma de la mano. Plano superficial. Se ha seccionado el retináculo flexor.	21
Ilustración 4 - Receptores de la piel: Los mecanorreceptores pueden ser receptores libres o encapsulados. Ejemplos de receptores libres son los receptores capilares en las raíces de los pelos.....	23
Ilustración 5 - Representación esquemática de los mecanismos de control motores básicos y de la unidad motora y sus componentes.	26
Ilustración 6 - Organización del musculo esquelético desde niveles anatómicos y macroscópicos hasta moleculares	27
Ilustración 7 – Disposición de los filamentos delgados (actina) y gruesos (miosina) en el músculo estriado (A). Deslizamiento de la actina sobre la miosina durante la contracción, por lo que las líneas Z se aproximan entre sí (B).	28
Ilustración 8 - Diagrama tridimensional de la ultra estructura de las miofibrillas y del sarcómero del músculo esquelético.....	28
Ilustración 9 - Diagrama que ilustra el proceso de contracción del sarcómero	29
Ilustración 10 - Flujo de información que conduce a la contracción.....	30
Ilustración 11 - Características contráctiles de fibras de rápida contracción (izquierda) y de lenta contracción (derecha)	31
Ilustración 12 - Señal EMG y descomposición de la MUAP.....	32
Ilustración 13 - Movimiento de supinación a la izquierda. La mano se halla inicialmente en pronación, con el dorso de la mano situada anteriormente. La supinación descruza el radio y lo desplaza lateralmente. El movimiento alcanza 120°. A la derecha, movimiento de pronación. La mano se halla inicialmente en supinación. Los dos huesos del antebrazo están paralelos. La pronación cruza el radio anteriormente al cúbito en el curso del movimiento, que alcanza los 120°.	34
Ilustración 14 – Movimiento de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente. Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras se indican en la ilustración.	35
Ilustración 15 – Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se separan del eje de la mano.....	36
Ilustración 16 – Movimiento de abducción del dedo pulgar a la izquierda, movimiento de oposición del dedo pulgar en el centro, y movimiento de flexión.	37

Ilustración 17 – Diagrama de bloques de un Robot: Principio de funcionamiento y comunicación entre las diferentes partes que presentan los robots.	38
Ilustración 18 – Combinación de distintas articulaciones para un robot. Tipos de articulaciones con los grados de libertad del robot, junto con la denominación que lleva la máquina de acuerdo a sus articulaciones.	39
Ilustración 19 – Volúmenes de trabajo. Denominación de los robots de acuerdo al volumen de trabajo que manejan.....	40
Ilustración 20 - Figura del cuerpo humano marcada en los niveles de amputación propuestos por Schwartz.	45
Ilustración 21 - Prótesis de mano	48
Ilustración 22 - Pinza protésica.....	49
Ilustración 23 - Codo Hosmer	49
Ilustración 24 - Empalme de amputaciones cortas	50
Ilustración 25 - Prótesis con codo y mano mioeléctrica	51
Ilustración 26 - Prótesis de brazo medieval hecha para Goetz von Berlichingen.....	52
Ilustración 27 - Prótesis del ejercito suizo con múltiples herramientas ..	53
Ilustración 28 - Primer prótesis mioeléctrica rusa. La batería externa se muestra en el centro de la fotografía	53
Ilustración 29 - Prótesis parcial de mano	54
Ilustración 30 - Prótesis Michelangelo	55
Ilustración 31 - Prótesis sobre codo.....	55
Ilustración 32 – Prótesis para amputación del hombro.	56
Ilustración 33 - Prótesis cosmética.	56
Ilustración 34 - Prótesis mecánica.	57
Ilustración 35 - Prótesis mioeléctrica	58
Ilustración 36 - Amputación de mano cicatrizada	58
Ilustración 37 - Terapeuta ocupacional masajeando paciente amputado	59
Ilustración 38 - Soldado escribiendo con mano protésica.....	61
Ilustración 39: Brazaletes Myo Armband	62
Ilustración 40: Sensores de EMG	63
Ilustración 41: Perímetro interno del Myo	64
Ilustración 42: Adaptador Bluetooth	65
Ilustración 43: Gestos reconocidos.....	66
Ilustración 44: Perfil personalizado	66
Ilustración 45: Página de diagnóstico del Myo	67
Ilustración 46 - Esquema de la tecnología FDM	71
Ilustración 47 - Esquema de la tecnología SLA	72
Ilustración 48 - Esquema de la tecnología SLS	73
Ilustración 49 - Esquema de la tecnología Jetting	74
Ilustración 50 - Esquema de la tecnología Binder Jetting	75
Ilustración 51 - Esquema de la tecnología SLM.....	76
Ilustración 52 - Perfil material del PLA.....	77

Ilustración 53 - Perfil material del ABS	78
Ilustración 54 - Perfil material del PET	78
Ilustración 55 - Perfil material del Nylon.....	79
Ilustración 56 - Perfil material del TPU.....	79
Ilustración 57 - Perfil material del PC.....	80
Ilustración 58 - Resumen de los resultados obtenidos.....	80
Ilustración 59 - Un médico forense escaneando un cráneo	81
Ilustración 60 - Esquema de la tecnología de escaneo por triangulación laser	82
Ilustración 61 - Esquema de la tecnología de escaneo por luz estructurada	82
Ilustración 62 - Esquema de la fotogrametría	83
Ilustración 63 - Máquina de medición de coordenadas	84
Ilustración 64 - Esquema de la tecnología de escaneo por pulso láser .	84
Ilustración 65 - Mano mecánica diseñada por Atomic Lab.....	86
Ilustración 66 - "Phoenix hand", uno de los modelos de la comunidad E- nable	87
Ilustración 67 - "Bebionic" de Ottobock.....	87
Ilustración 68 - "i-limb Quantum" de Touch Bionics	88
Ilustración 69 - "The Luke arm" de DARPA y Mobius Bionics.....	89
Ilustración 70 – Prototipo impreso utilizado	90
Ilustración 71 – Diagrama de bloques ARMYO. Principio de funcionamiento de la prótesis con sus elementos principales.....	91
Ilustración 72 – Diagrama en bloque propuesto como estructura de trabajo por ANMAT.....	94
Ilustración 73 - Conexión de Myo con placa Arduino mediante una PC y la aplicación MyoDuino	101
Ilustración 74 - Módulo Bluetooth HM-10 y los pines a utilizar.....	102
Ilustración 75 - Diagrama de conexión entre la placa Arduino y el módulo HM-10	102
Ilustración 76 – Servomotor utilizado.....	104
Ilustración 77 – Comportamiento del SG9.	105
Ilustración 78 – Comportamiento de FSR. Curva representativa de la variación de resistencia de acuerdo a la fuerza aplicada (Eje X fuerza en gramos, eje Y resistencia).....	106
Ilustración 79 – Imagen del FSR.....	106
Ilustración 80 – Configuración en divisor de voltaje.....	106
Ilustración 81 – Medición de fuerza y variación de voltaje. En grande se observa el Xplorer-GLX, en la parte superior el sensor de voltaje, y a la derecha el sensor de fuerza.....	107
Ilustración 82 - Gráfico Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 10K.....	108
Ilustración 83 – Pantalla LCD. La foto fue tomada con la pantalla instalada en el prototipo. Como se puede ver, se indica el modo principal, y la posición, la de tipeo.....	109

Ilustración 84 – Pantalla LCD. Muestra que la posición preseleccionada es la de tipeo. Los puntos suspensivos indican la preselección.....	110
Ilustración 85 – Polea utilizada. Se ve en la parte superior los agujeros por donde el hilo circula y luego es atado.	110
Ilustración 86 – Líder de acero utilizado.	111
Ilustración 87 – Guía de transmisión utilizada para comunicar la tanza. Sirve también para adaptar el antebrazo con la palma.	112
Ilustración 88 – Camino que recorre la tanza y los cables de alimentación del FSR. Cara anterior de la palma	113
Ilustración 89 - Arduino Nano	113
Ilustración 90 - Diagrama de bloques del código del programa	114
Ilustración 91 – Pantalla que muestra que la prótesis se encuentra bloqueada.....	116
Ilustración 92 - Pantalla LCD que muestra que se detectó la señal y que se debe realizar el movimiento nuevamente	117
Ilustración 93 - Pantalla LCD mostrando que la señal fue detectada y la prótesis se movió a una posición de tipeo.....	118
Ilustración 94 - Conexión entre Arduino Nano y módulo HM-10	122
Ilustración 95 - Batería externa TP-LINK TL-PB10400	125
Ilustración 96 - Display LCD de 16x2 caracteres	126
Ilustración 97 - Módulo AMC1602A-I2C.....	126
Ilustración 98 - Conexión entre el display LCD con el módulo I2C y la placa Arduino Nano	127
Ilustración 99 - Conexión de los pulsadores a la placa Arduino Nano .	128
Ilustración 100 – Primer prototipo implementado. Se observa en la parte debajo las poleas situadas sobre el eje de los servomotores	130
Ilustración 101 – Articulación interfalángica distal. Se observa la flexión de la falange distal, que dificulta la prensión de objetos.	131
Ilustración 102 – Maya del brazo derecho de la paciente, obtenida a partir del escaneo.....	131
Ilustración 103 – Maya del brazo izquierdo, obtenida a partir del escaneo.....	132
Ilustración 104 – Cono de enchufe vista anterior.....	133
Ilustración 105 – Cono de enchufe, vista superior porción ventral.....	133
Ilustración 106 – Porción ventral, vista superior	133
Ilustración 107 – Porción ventral, vista posterior.	134
Ilustración 108 – Porción ventral.....	134
Ilustración 109 – Porción dorsal, vista superior	135
Ilustración 110 – Porción dorsal, vista posterior	135
Ilustración 111 - Porción dorsal, vista posterior con el orificio único....	135
Ilustración 112 – Porción dorsal.....	136
Ilustración 113 – Muñeca.....	136
Ilustración 114 – Muñeca, se observan internamente los caminos que recorre la tanza	136

Ilustración 115 - Muñeca, vista superior con el orificio único	137
Ilustración 116 – Mano diseñada con la palma y sus dedos.....	138
Ilustración 117 – Corte a la mitad de la palma, donde se pueden observar los caminos que recorren la tanza y los cables del FSR.	138
Ilustración 118 – Dedo índice, donde se pueden observar las poleas en las articulaciones metacarpo falángica e interfalángica (1), y los agujeros por donde atraviesa el eje de 3mm (2).	139
Ilustración 119 – Dedo pulgar. Se puede observar el ángulo de 75° entre la palma y la articulación trapecio metacarpiana.....	140
Ilustración 120 – Articulación carpo metacarpiana de los dedos meñique y anular con una ángulo de 52°.	141
Ilustración 121 – Dedos meñique y anular, donde se observan todas sus articulaciones.	141
Ilustración 122 – Vista frontal dedos índice y mayor, donde se observan todas sus articulaciones.	142
Ilustración 123 – Interfaz del software Repetier Host	143
Ilustración 124 – Piezas utilizadas para el armado de la prótesis.....	144
Ilustración 125 – Vista al interior de la prótesis.....	144
Ilustración 126 – Pines de conexión para pulsadores y pantalla, que permiten el armado y desarmado de la prótesis.....	145
Ilustración 127 – Mano protésica con pieza de TPU.....	146
Ilustración 128 – Sistema de sujeción implementado	146
Ilustración 129 – ARMYO	147
Ilustración 130 - Prueba del comportamiento del dispositivo Myo en paciente amputada.....	148
Ilustración 131 – Prensión fina aplicada en cordones.....	150
Ilustración 132 – Prensión fina aplicada en cartas.....	150
Ilustración 133 – Prensión de sartén	151
Ilustración 134 – Prensión de cuchara de madera.....	151
Ilustración 135 – Prensión de taza.....	152
Ilustración 136 – Prensión de recipiente	152
Ilustración 137 – Prensión de celular	153
Ilustración 138 – Prensión de revista.....	153
Ilustración 139 – Posición de tipeo	154
Ilustración 140 – Tensión de la batería en función del tiempo	154
Ilustración 141 – Comparación de largo de la prótesis con el brazo sano de la paciente	156
Ilustración 142 – Paciente sosteniendo una taza con la prótesis.....	157
Ilustración 143 – Paciente sosteniendo el celular, realizando una llamada	157

Índice de Tablas

Tabla 1 – Actuadores utilizados en robótica, definidos con sus principios de funcionamiento, ventajas y desventajas [15]	42
Tabla 2 - Clasificación topográfica de Schwartz[20]	44
Tabla 3 – División de actividades propuestas por la paciente de acuerdo con los tipos de movimientos.	97
Tabla 4 – Descripción de ángulos de posición final de cada movimiento. Los valores 180° corresponden a los dedos completamente extendidos, mientras que el 0° a los dedos flexionados a su máximo valor	121
Tabla 5 - Combinaciones de los leds indicadores duales	129
Tabla 6 – Costos materia prima.....	159
Tabla 7 – Tiempo empleado en investigación y desarrollo del dispositivo.	160

Introducción

La mano del hombre es el órgano que le ha permitido desarrollarse, sobrevivir y relacionarse a lo largo de la evolución. Dotada de una gran cantidad de grados de libertad, le permiten al ser humano manipular objetos y realizar diferentes movimientos con cierta destreza. Esto implica que la falta de este miembro puede aminorar la calidad de vida de una persona, en todos sus aspectos.

Para suplir esta ausencia de miembro, existen desde hace tiempo, diferentes tipos de prótesis que pretenden emular la funcionalidad de la mano. Hoy en día, la tecnología de sensado de señales biológicas, ha permitido el desarrollo de brazos y manos biónicas, es decir, comandados por los mismos usuarios. Estos poseen un grado elevado de intuitividad, ya que son las mismas señales que previamente comandaban la mano las que ahora sirven de control de las prótesis. Estos dispositivos han logrado mejorar la calidad de vida de los pacientes aun cuando no emulan una mano de manera perfecta.

Si bien, las prótesis mioeléctricas están ampliamente difundidas en todo el mundo, y hay grandes avances en el campo, existen un gran número de problemas con respecto a las mismas. Estos dispositivos suelen requerir entrenamiento de la musculatura propia a utilizar, sin mencionar el entrenamiento que requiere una prótesis. Además, los médicos pueden recomendar en contra de la colocación de una por la baja señal que se puede obtener del paciente. Por último, y no menos importante, las prótesis mioeléctricas comerciales poseen abultado precio y no son fabricadas en el país, lo que también aminora su disponibilidad.

El presente proyecto tiene como objetivo el control de una prótesis mioeléctrica de miembro superior mediante el dispositivo Myo. Este aparato, capta las señales eléctricas emitidas por los músculos al contraerse y las interpreta como gestos o acciones, permitiendo una manipulación más intuitiva de la prótesis. El dispositivo cuenta con una opción de calibración que posibilita crear un perfil en base al usuario, lo que hace factible su aplicación en un gran número de personas.

Al no contar con una prótesis mioeléctrica, se desarrolló e implementó una con tecnología de impresión 3D, a partir de un diseño existente.

Objetivos

Objetivos Generales

El objetivo del presente proyecto es el de diseñar e implementar una prótesis de mano funcional para una persona amputada, controlada por medio del dispositivo comercial Myo.

Objetivos Específicos

Los objetivos específicos del proyecto integrador son:

- Diseñar, modelar e imprimir una prótesis de mano funcional que pueda ser controlada por una persona amputada.
- Establecer una forma de comunicación entre el brazalete Myo y la prótesis, dándole así la capacidad de manipularla.
- Implementar un sistema repetible y de rápida respuesta.
- Disminuir al máximo el consumo del equipo para aumentar su autonomía.
- Integrar todas las partes dentro de la prótesis a fines de darle estética a todo el diseño.

Capítulo 1: Marco Teórico

En el presente capítulo se presentan los principales conceptos referidos a la anatomía y biomecánica de la mano, así también de distintos tipos de amputación y de prótesis. Al final se hará una descripción del dispositivo Myo, mencionando características y su principio de funcionamiento.

1.1. Miembro superior: Mano

La mano representa la porción distal del miembro superior de una persona y es un órgano efector y sensitivo que le permite al ser humano interactuar con el entorno que lo rodea. Es una de las partes más importantes del cuerpo ya que debido a su riqueza funcional, brinda la posibilidad de realizar múltiples movimientos, necesarios para la supervivencia y relación con el medio ambiente.

Es claro que la mano humana representa un mecanismo de gran complejidad y utilidad. Además, está íntimamente relacionada con el cerebro, tanto en la evolución de la especie como en el desarrollo del individuo [1].

1.1.1. Anatomía

Huesos de la mano

La mano está constituida por 27 huesos, los cuales forman tres grupos óseos distintos: el carpo, el metacarpo y las falanges[2].

Los huesos del carpo son ocho huesos cortos y se agrupan en dos filas. La fila proximal o superior, comprende, de lateral a medial, los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. La fila distal o inferior, comprende, de lateral a medial, los huesos, trapecio, trapecoide, grande y ganchoso. Considerándolo como un conjunto, el macizo óseo carpiano forma un bloque rectangular. Los huesos escafoides, semilunar y piramidal forman junto al radio y un disco articular, la articulación de la muñeca o radio carpiana[2].

Los huesos del metacarpo forman la palma y el dorso de la mano. Están conformados por cinco huesos largos conocidos como los metacarpianos. Se separan los unos de los otros para servir de base a cada uno de los dedos, y se los nombran, partiendo del pulgar al meñique como primero (I), segundo (II), tercero (III), cuarto (IV) y quinto (V) metacarpiano. Estos se articulan con el carpo de manera proximal y con las falanges correspondientes de manera distal[2].

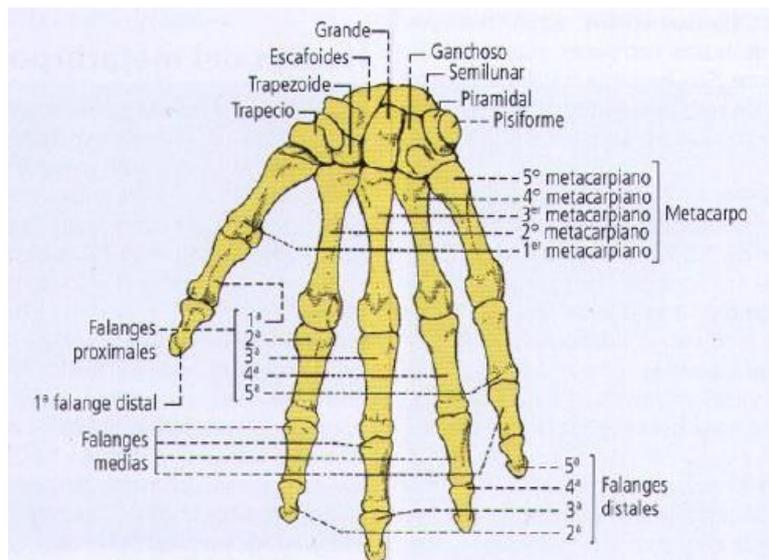


Ilustración 1 - Vista anterior esquemática de los huesos de la mano y dedos

Las falanges son los huesos largos que conforman los dedos. Cada dedo, excepto el pulgar está compuesto de tres falanges denominadas falange proximal, falange media y falange distal. El pulgar carece de falange media. Cada falange proximal se articula en su extremidad proximal con el metacarpiano correspondiente[2].

Articulaciones

La articulación radiocarpiana (articulación de la muñeca) es una articulación elipsoidea que une el antebrazo con el carpo. Se denomina de esa forma porque de los dos huesos del antebrazo, sólo el radio se articula directamente con el carpo; el cúbito se halla separado del cóndilo carpiano por el disco articular.

Los medios que conforman esta articulación son una cápsula articular y los ligamentos (anterior, posterior, lateral y medial) que la refuerzan. Cápsula articular y ligamentos están en contacto inmediato con las vainas de los tendones y de los músculos flexores de los dedos anteriormente y de los músculos extensores de los dedos posteriormente [3].

La mano humana está compuesta por un pulgar, un dedo índice, un dedo medio, un dedo anular, un dedo meñique y una palma, que incluye la eminencia tenar, la eminencia hipotenaria y los pliegues. Los dedos contienen 19 huesos de falanges distales, falanges medias, falanges proximales y huesos metacarpianos. Por lo tanto, los dedos tienen articulaciones metacarpofalángicas (MCP), interfalángicas proximales (PIP) y distal (DIP), mientras que el pulgar tiene articulaciones carpometacarpianas (CMC), MCP e interfalángicas (PI) [4].

¹ Imagen obtenida de *Anatomía humana: Tomo 1*, M.Latarjet y A. Ruiz Lizard, 2004

Músculos y tendones

Los movimientos de la mano no solo son efectuados por sus músculos propios, sino que, además cuenta con músculos del antebrazo que se insertan en ella. Por ende, es necesario estudiar los mismos para tener una visión más amplia de sus movimientos[5].

Los músculos del antebrazo se conforman por tres regiones distintas: el compartimiento ante braquial anterior, el compartimiento ante braquial posterior y su porción lateral[5].

El compartimiento ante braquial anterior se compone de ocho músculos divididos en cuatro planos. El primer plano, o superficial está constituido por el pronador redondo, el flexor radial del carpo, el palmar largo y el flexor cubital del carpo. El segundo plano está ocupado por un solo musculo, el flexor superficial de los dedos. El tercer plano, se compone por el flexor profundo de los dedos y el flexor largo del pulgar. Por último, el cuarto plano, se forma solo por el pronador cuadrado[5].

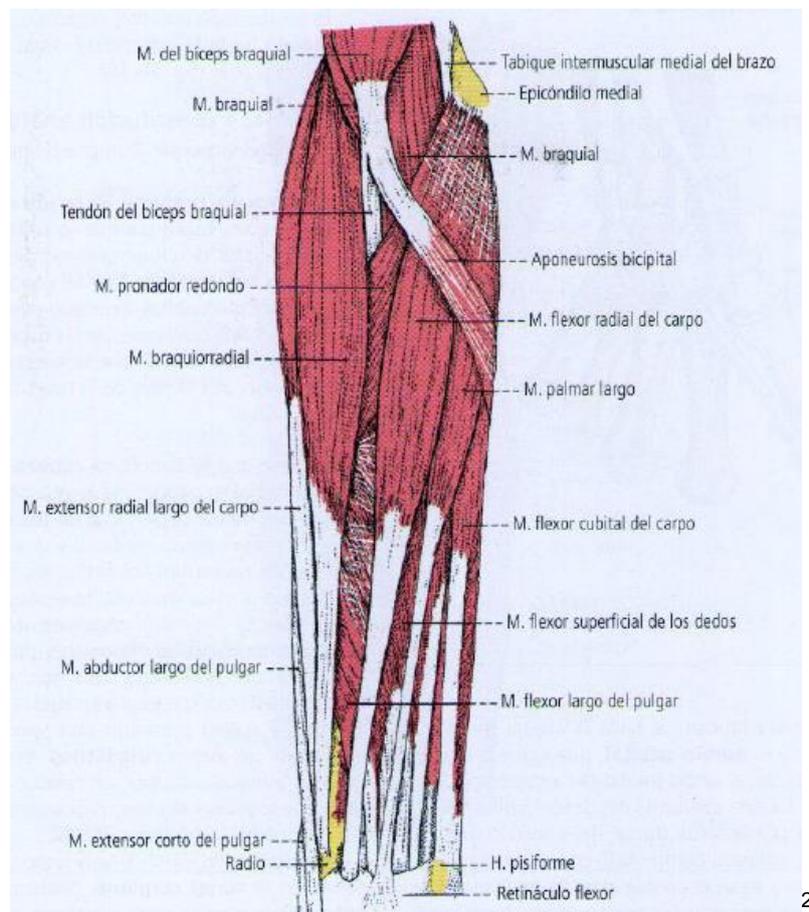


Ilustración 2 - Músculos del compartimiento ante braquial anterior, porción superficial.

² Imagen obtenida de *Anatomía humana: Tomo 1*, M.Latarjet y A. Ruiz Lizard, 2004

El compartimento ante braquial posterior se puede estudiar como dos porciones, una posterior y una lateral. La porción posterior se compone de ocho músculos dispuestos en dos capas. La capa superficial se constituye por el extensor de los dedos, el extensor del meñique, el extensor cubital del carpo y el ancóneo. La capa profunda está formada por el abductor largo del pulgar, el extensor corto del pulgar, el extensor largo del pulgar y el extensor del índice[5].

La porción lateral del compartimento posterior del antebrazo se ubican cuatro músculos que se describen de superficial a profundo, el braquiorradial, el extensor radial largo del carpo, el extensor corto del carpo y el supinador[5].

En cuanto a los músculos de la mano, son un conjunto de diecinueve músculos, divididos en cuatro áreas: la eminencia tenar, la eminencia hipotenar, la parte media de la palma y los interóseos. La eminencia tenar se compone del abductor corto, el oponente, el flexor corto y el aductor del pulgar. La eminencia hipotenar se constituye por el palmar corto, el aductor, el flexor corto y el oponente del meñique. La parte media de la palma se forma por los lumbricales y los músculos interóseos son los palmares y dorsales[6].

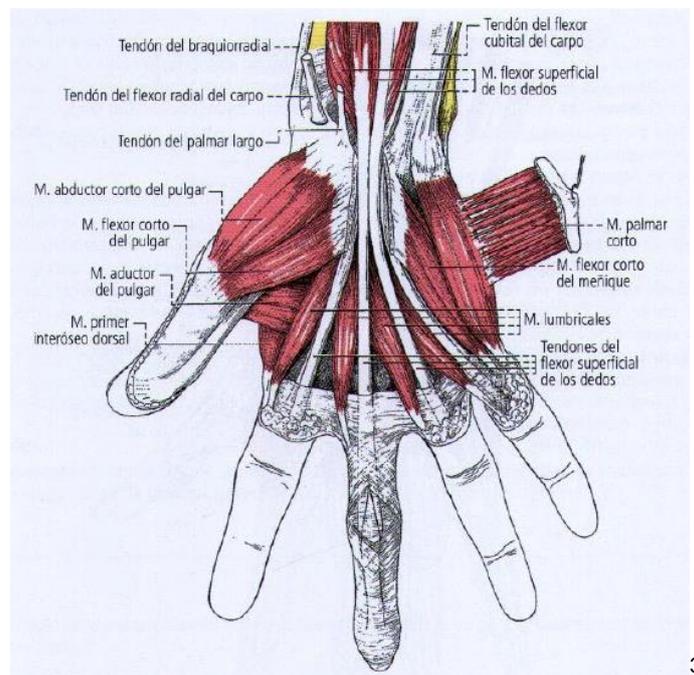


Ilustración 3 - Músculos de la palma de la mano. Plano superficial. Se ha seccionado el retináculo flexor.

1.1.2. Aparato sensorial

La supervivencia de los seres vivos depende de su capacidad para recibir información de su entorno y de reaccionar en forma adecuada, es decir, la capacidad primaria de desarrollar sistemas sensoriales.

³ Imagen obtenida de *Anatomía humana: Tomo 1*, M.Latarjet y A. Ruiz Lizard, 2004

La posibilidad para sobrevivir estuvo vinculada al desarrollo de estructuras especializadas para analizar el entorno, capaces de activarse en forma específica ante una variedad de estímulos y generar una respuesta adecuada.

Los criterios más utilizados para clasificar los sistemas sensoriales son la localización y el tipo de estímulo que codifican. Así tenemos, que por su localización se denominan:

- Exteroceptores: los que se asocian con la superficie de la persona, encargados de analizar las variaciones del entorno.
- Interoceptores: Ubicados en las vísceras y reciben información de estas.
- Propioceptores: Ubicados en los músculos, tendones, cápsulas articulares, ligamentos y tendones que, a través de los cambios de tensión, informan sobre la contracción muscular (sobre la posición, la marcha, el esfuerzo, etc.)

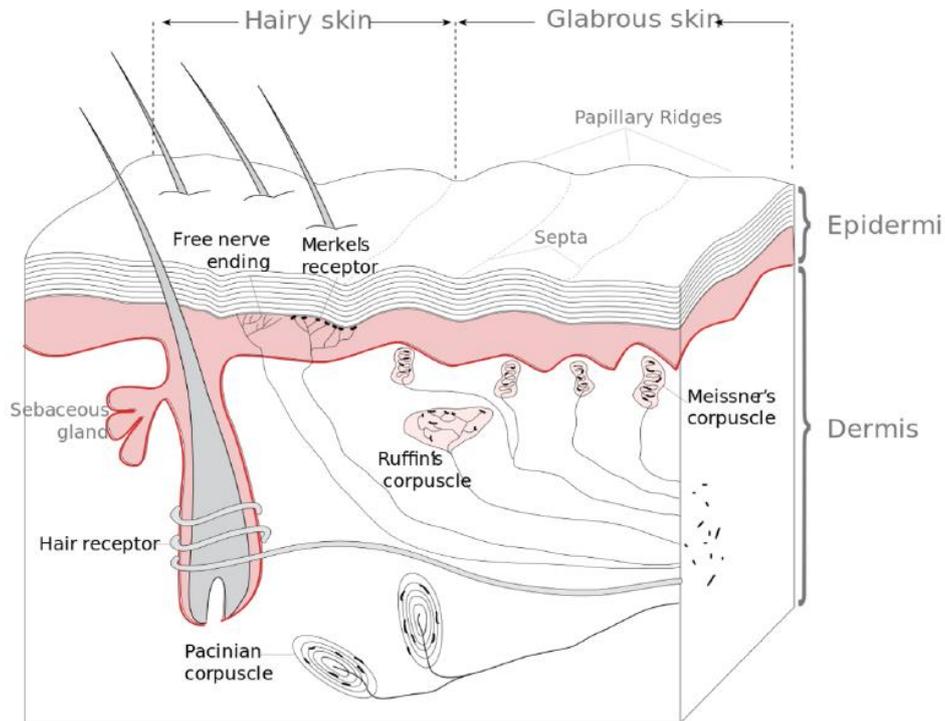
Sin embargo, la clasificación más útil es la que tiene en cuenta el tipo de estímulo utilizado:

- Quimiorreceptores.
- Termorreceptores.
- Mecanorreceptores.
- Fotorreceptores.
- Nociceptores.

Un estímulo individual suele activar muchos receptores y un solo receptor ya es capaz de codificar ciertas características del estímulo, como intensidad, duración, posición, etc. [7].

El sistema somatosensorial consiste en los sensores que forman parte de la piel, músculos, tendones y articulaciones. Los receptores en la piel, son llamados cutáneo receptores, y nos informan acerca de cambios de temperatura (termorreceptores), presión y tacto (mecanorreceptores) y dolor (nociceptores). Los que forman parte de los músculos y articulaciones proveen información acerca de la tensión y ángulos [8].

La piel es un extenso y complejo órgano sensorial que reúne un conjunto de receptores para diversos tipos de señales, algunos de ellos aún poco conocidos. Varios de estos receptores también están presentes en otras localizaciones [7].



4

Ilustración 4 - Receptores de la piel: Los mecanorreceptores pueden ser receptores libres o encapsulados. Ejemplos de receptores libres son los receptores capilares en las raíces de los pelos. Los receptores encapsulados son los corpúsculos de Pacini y los receptores en la piel glabra (sin pelo): corpúsculos de Meissner, corpúsculos de Ruffini y discos de Merkel.

Mecanorreceptores

Complejo de Merkel: Formado por las Células de Merkel, cuya membrana del dominio basal está en estrecho contacto con el disco de Merkel, extremo sináptico de una fibra nerviosa mielinizada [7]. Se encuentran en gran cantidad en el extremo de los dedos (densidad de 50/mm² en superficie de la piel), mientras que a muy baja en el cuero cabelludo. Esta densidad de inervación disminuye progresivamente con el paso del tiempo, teniendo a los 50 años una densidad reducida a 10/mm² [8].

Corpúsculo de Meissner: Se localiza en las papilas dérmicas de los labios, las palmas y las plantas, los pezones y los genitales externos. Es ovoideo, de 100µm de largo, con el eje mayor perpendicular a la superficie y encapsulado por tejido conjuntivo denso. Está formado por varias fibras nerviosas que pierden la vaina de mielina al penetrar en el corpúsculo donde se ramifican y se distribuyen con un trayecto helicoidal [7]. Responden con una breve explosión de potenciales de acción cuando los objetos se mueven una pequeña distancia durante las primeras etapas de levantamiento. La fuerza muscular aumenta hasta que el objeto agarrado no se mueve [8].

Corpúsculos de Pacini: Se encuentra en la dermis y la hipodermis de las mamas, los genitales externos, los dedos de las manos y el conducto anal. De

⁴ Imagen obtenida de *Sensory Systems - Physiology & Computer Simulations*, Open Source Project with multiple Authors, 2013.

forma ovoidea y de 1,5mm de longitud, está formado por una fibra nerviosa que lo recorre luego de perder la vaina de mielina [7]. Dan la sensación de vibración, mientras lentamente los *Córpusculos de Ruffini* se adaptan y responden al movimiento lateral o estiramiento de la piel [8].

Nociceptores

Son extremos de fibras nerviosas aferentes, en general amielínicas, organizadas en estrecho contacto con células epidérmicas, dérmicas y folículos pilosos. Detectan las pequeñas deformaciones provocadas por tacto, presión o lesiones [7].

Estos receptores responden a punciones del epitelio con una magnitud de respuesta que depende del grado de deformación del tejido. También responden a temperaturas en el rango de 40-60°C [8].

Termoreceptores

Tienen terminaciones nerviosas libres. Solo existen dos tipos de termoreceptores, calientes y fríos, pese a que algunos nociceptores son sensibles a la temperatura. Los receptores calientes muestran una sensibilidad máxima a 45°C, señales de temperatura entre 30-45°C. Los receptores fríos tienen su sensibilidad máxima a 27°C, señales de temperatura superiores a 17°C. Las señales de temperatura que nosotros percibimos vienen de la diferencia entre las sensadas por estos receptores fríos y calientes [8].

Propioceptivos

El término propioceptivo o Sentido cinestético es usado para referir a la percepción de la posición de las articulaciones, de los movimientos de las articulaciones y de la dirección y velocidad del movimiento de articulaciones. Hay numerosos mecanoreceptores en los músculos, en el tejido conectivo de capsulas articulares y en ligamentos. Existen dos tipos especializados de mecanoreceptores encapsulados de bajo umbral: el huso muscular y el aparato de Golgi [8].

1.1.3. Mioelectricidad

Aparato Neuromuscular

Las células musculares pueden excitarse por medios químicos, eléctricos y mecánicos para producir un potencial de acción que se transmite a lo largo de sus membranas celulares. A estos estímulos, responden mediante la activación de un mecanismo contráctil [9].

Por lo general el músculo se divide en tres tipos: estriado (o esquelético), cardíaco (o miocardio) y el liso (involuntario). Los primeros dos, a diferencia del liso, son estriados debido a que poseen bandas transversales o estriaciones que se alternan con regularidad [7].

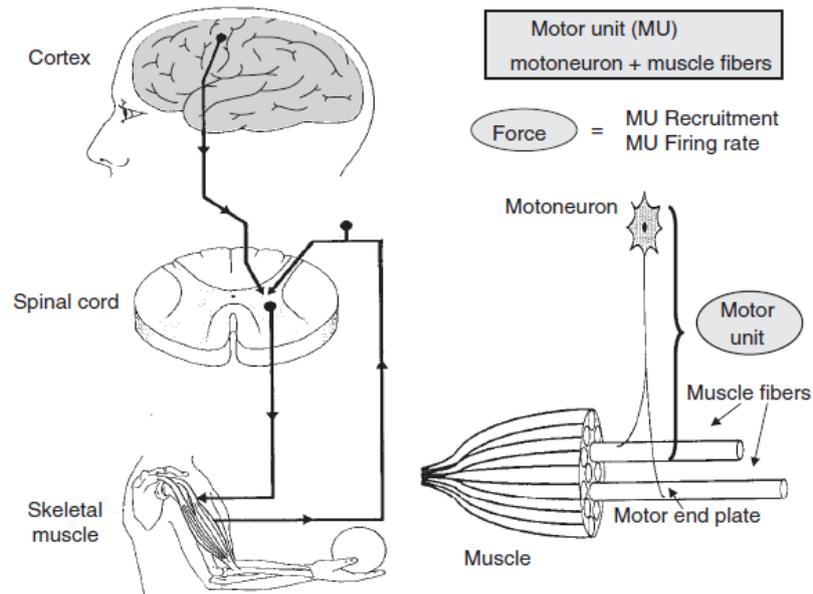
Las células musculares también se denominan fibras musculares, aunque difieren esencialmente de las fibras extracelulares colágenas, elásticas o de reticulada, y de las fibras nerviosas que son extensiones de las neuronas, sin embargo, es importante resaltar que las células musculares tienen relaciones con el resto. Las fibras nerviosas son las encargadas de transmitir el estímulo de la contracción, hacia el sitio de contacto, lugar denominado placa motora terminal, a través de la cual el impulso nervioso inicia los complejos cambios que desencadenan el proceso de la contracción [7].

Para comprender la electromiografía y sus señales (EMG), es necesario entender cómo funcionan los músculos y como generan señales bioeléctricas.

Unidad Motora

El sistema nervioso central (SNC) está organizado en una manera jerárquica. La programación motora se da en la corteza premotora y otras áreas asociadas de la corteza. Esta área, junto con el cerebelo y, hasta cierto punto los ganglios basales, envían información que converge en la corteza motora primaria y excitan o inhiben varias neuronas de esta zona de la corteza. Esta a su vez, envía señales a interneuronas y motoneuronas de la espina dorsal y tallo cerebral. Existe una conexión entre el tracto corticoespinal y las motoneuronas alpha, que proveen control directo de la actividad muscular [10].

La unidad motora (MU) consiste en una motoneurona Alpha en la espina dorsal y la fibra muscular que inerva. La corriente de membrana neta que las inervaciones sinápticas inducen en la motoneurona determina su patrón de descarga y por ende la actividad de la MU. El número de unidades motoras en un musculo puede variar de 100 a 1000, variando su fuerza [10].



5

Ilustración 5 - Representación esquemática de los mecanismos de control motores básicos y de la unidad motora y sus componentes.

Existen tres tipos de unidades motoras basadas en propiedades fisiológicas tales como velocidad de contracción y fatigabilidad [10]:

- Tipo IIb o FF: de rápida contracción y fatigable.
- Tipo IIa o FR: de rápida contracción y resistentes a fatiga
- Tipo I o S: de lenta contracción y muy resistentes a la fatiga [10].

Las MU tipo FF se encuentran en músculos pálidos, como, por ejemplo, los músculos del ojo, que tienen alta actividad de la enzima ATPasa, para energía anaeróbica, baja capilarización, menos hemoglobina, mioglobina, y mitocondria para obtener energía aeróbica [10].

Las MU tipo S se encuentran en músculos rojos como, por ejemplo, los músculos extensores de la espalda, que tienen baja actividad ATPasa, alta capilarización, abundante hemoglobina, mioglobina y mitocondrias para obtener energía aeróbica [10].

Morfología del músculo estriado

El tejido muscular esquelético o voluntario está constituido por fibras musculares, que de acuerdo con la agrupación y orientación que tengan, definen la forma del músculo [7].

A nivel microscópico estas fibras musculares esqueléticas o miocitos son largas células cilíndricas, las cuales presentan estriaciones longitudinales que representan aproximadamente los límites intercelulares laterales, así como la disposición del conjunto de miofilamentos o miofibrillas. También poseen es-

⁵ Imagen obtenida de *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, Roberto Merletti, 2004

trianciones transversales, determinadas por bandas claras y oscuras alternadas en toda su longitud [7].

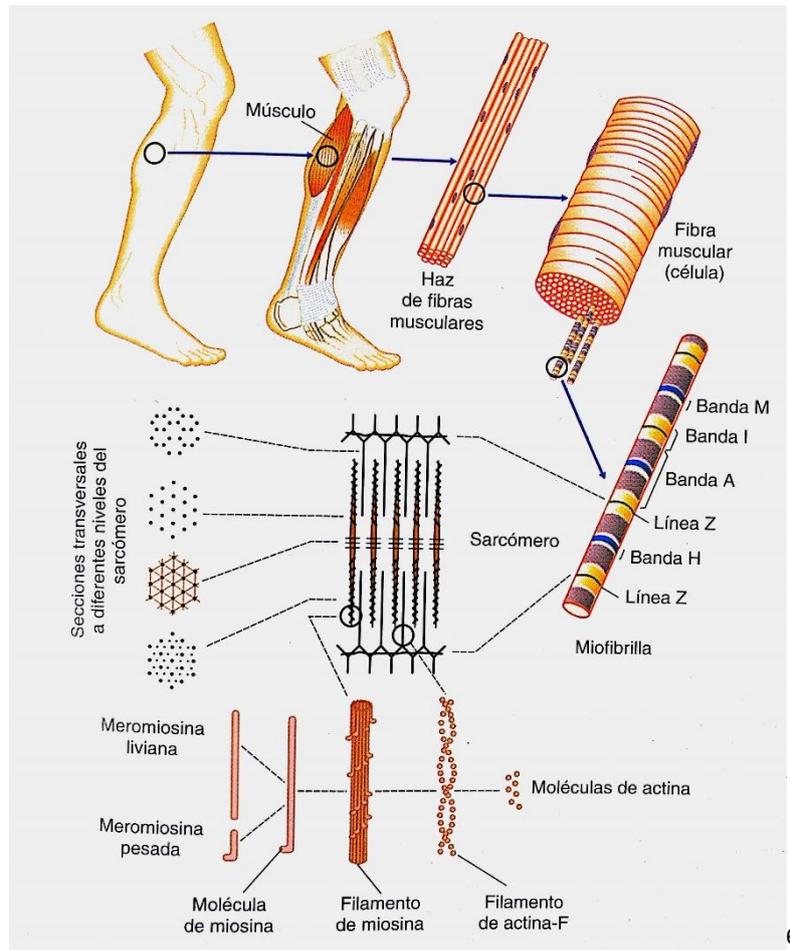
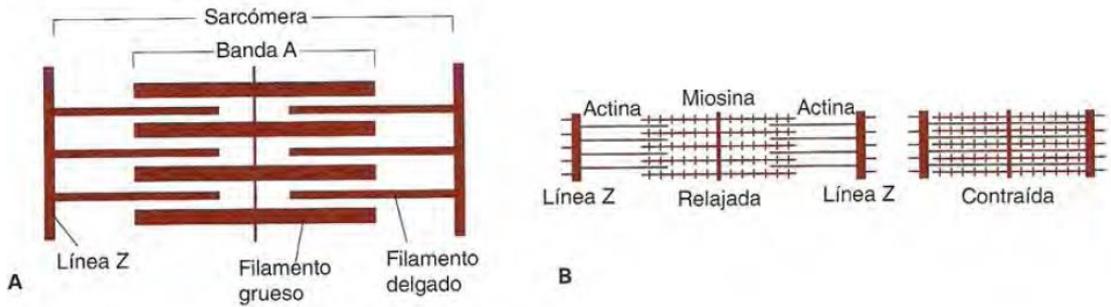


Ilustración 6 - Organización del músculo esquelético desde niveles anatómicos y macroscópicos hasta moleculares

Las fibras pueden tener toda la longitud del músculo, pero en general la mayoría son cortas y se extienden de un extremo tendinoso hasta cierta distancia de él. Su grosor varía de manera notable y depende de su localización, pero más aún de su actividad funcional, lo que demuestra que el aumento de tamaño es consecuencia del uso y del entrenamiento [7].

⁶ Imagen obtenida de *Histología y Embriología del ser humano – bases celulares y moleculares*, Aldo R. Eynard, Mirtha A. Valentich, Roberto A. Rovasio, 2008

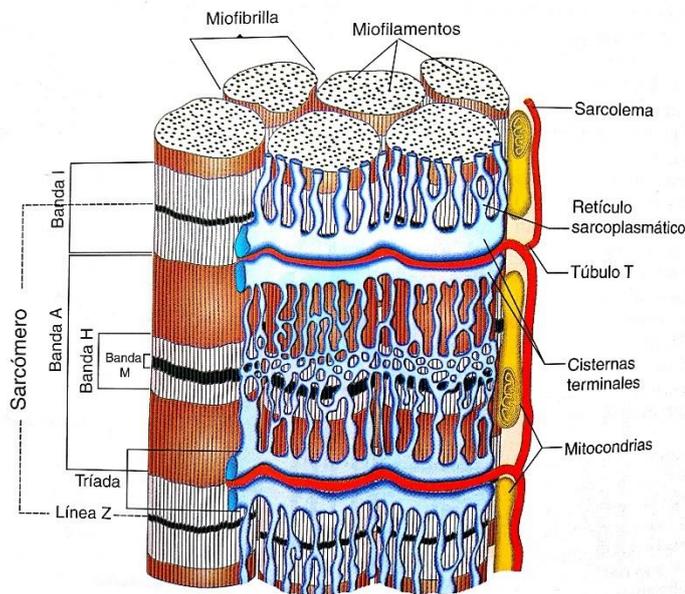


7

Ilustración 7 – Disposición de los filamentos delgados (actina) y gruesos (miosina) en el músculo estriado (A). Deslizamiento de la actina sobre la miosina durante la contracción, por lo que las líneas Z se aproximan entre sí (B).

Las partes de las estriaciones transversales se identifican con letras, donde la banda clara I está dividida por la línea oscura Z, y la banda oscura A tiene la banda H más clara en su centro. Se observa una línea M transversal en la parte intermedia de la banda H [7].

La porción de la miofibrilla comprendida entre dos líneas Z se denomina sarcómero, el cual constituye la unidad estructural y funcional de la miofibrilla. La longitud de un sarcómero que se observa en los cortes histológicos no es constante, sino que depende del estado de contracción, relajación o distensión (estiramiento) en que se encontraba el músculo en el momento de la fijación [7].



8

Ilustración 8 - Diagrama tridimensional de la ultra estructura de las miofibrillas y del sarcómero del músculo esquelético

⁷ Imagen obtenida de *Ganong Fisiología Médica*, Kim E. Barret, Susan M. Barman, Scott Boitano, Heddwen L. Brooks, 2010

⁸ Imagen obtenida de *Histología y Embriología del ser humano – bases celulares y moleculares*, Aldo R. Eynard, Mirtha A. Valentich, Roberto A. Rovasio, 2008

Estructura y composición del mecanismo de contracción molecular

Las miofibrillas están compuestas de estructuras filamentosas o miofilamentos de dos tipos, gruesos y finos, los cuales definen la disposición y ordenamientos de las bandas transversales [9].

Los miofilamentos gruesos, que tienen un diámetro dos veces mayor que los delgados, están formados por miosina (motor molecular); los filamentos delgados están compuestos por actina, tropomiosina y troponina [9]. La miosina y la actina son componentes esenciales del citoesqueleto que sustentan las bases moleculares de la contracción muscular, así como en otros tipos celulares determinan la migración celular y el mantenimiento y los cambios de forma de la célula [7].

La contracción muscular implica un acortamiento activo de los sarcómeros y, por ende, de las células musculares que producen el acercamiento de los puntos de inserción del músculo correspondiente [7].

El acortamiento del sarcómero se debe a que, durante la contracción, los filamentos finos se deslizan entre los filamentos gruesos introduciéndose más profundamente en el disco A. En consecuencia, la banda H se reduce hasta desaparecer. El acercamiento de un disco Z a otro produce el acortamiento del sarcómero [7].

El proceso por el que la despolarización de la fibra muscular inicia la contracción se denomina acoplamiento excitación-contracción. El potencial se transmite a todas las fibrillas de la fibra mediante el sistema T. Esto desencadena la liberación de Ca^{+} de las cisternas terminales, que son los sacos laterales del retículo sarcoplasmático [9].

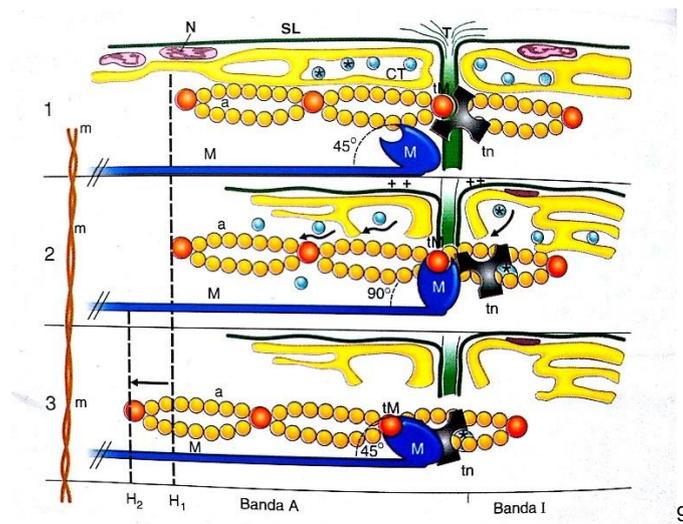
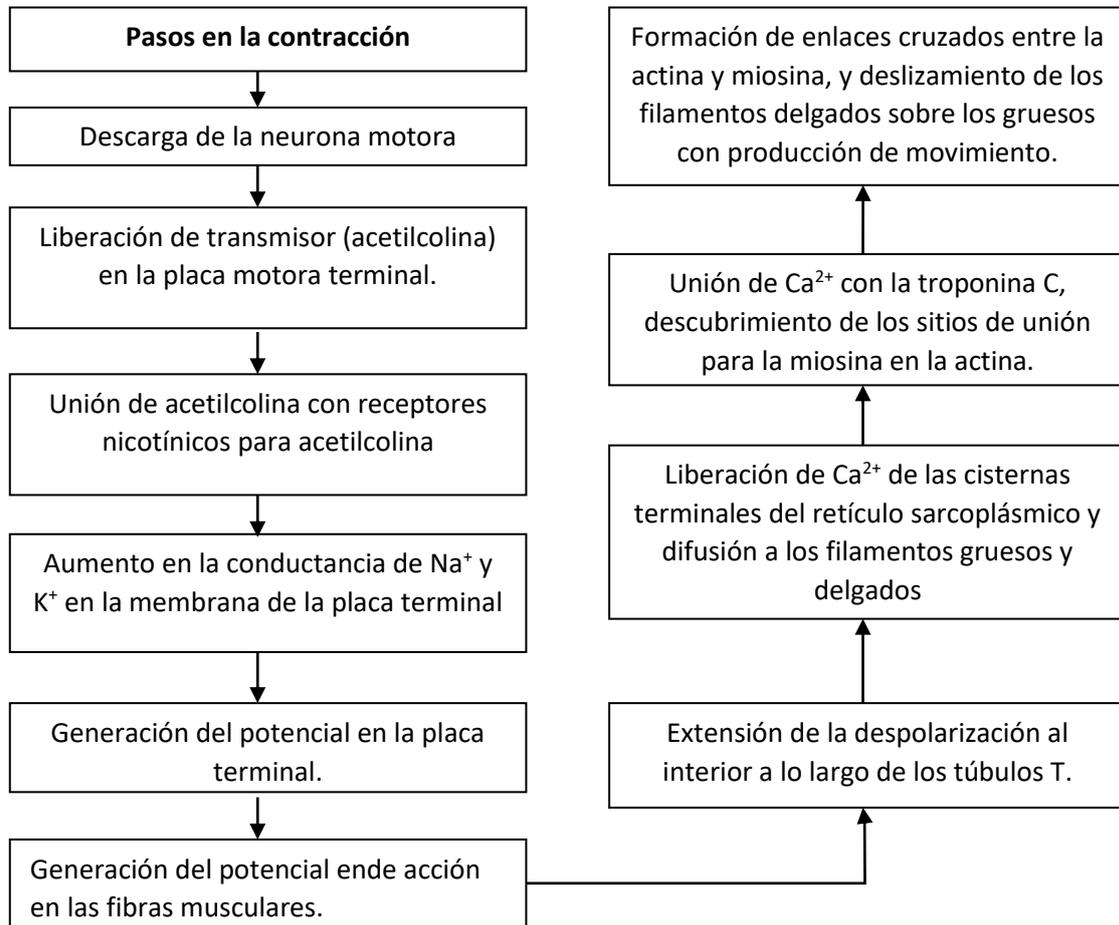


Ilustración 9 - Diagrama que ilustra el proceso de contracción del sarcómero

⁹ Imagen obtenida de *Histología y Embriología del ser humano – bases celulares y moleculares*, Aldo R. Eynard, Mirtha A. Valentich, Roberto A. Rovasio, 2008

Luego de la despolarización de la membrana se libera el Ca^{2+} y la cabeza globular de la miosina se mueve a 90° uniéndose con la tropomiosina (tM), la que queda liberada de la troponina (tn) debido a la unión de ésta con el Ca^{2+} . En 3, la miosina globular vuelve a su posición de 45° arrastrando hacia la “línea m” la molécula de actina. Se produce un achicamiento de la banda H [7].



10

Ilustración 10 - Flujo de información que conduce a la contracción

Características eléctricas del músculo estriado

Los fenómenos eléctricos en el músculo estriado y los flujos iónicos que los producen comparten distintas similitudes con los del nervio, con diferencias cuantitativas en tiempo y magnitud. El potencial de membrana en reposo del músculo estriado es cercano a -90mV . El potencial de acción dura 2 a 4ms y se conduce a lo largo de la fibra muscular a unos 5m/s. El período refractario absoluto dura 1 a 3 ms y las pospolarizaciones, con sus cambios relacionados en el umbral a la estimulación eléctrica, son relativamente prolongados [11].

¹⁰ Imagen obtenida de *Ganong Fisiología Médica*, Kim E. Barret, Susan M. Barman, Scott Boitano, Heddwen L. Brooks, 2010

Aunque el fenómeno eléctrico y el mecánico en el músculo estriado vengan de la mano, sus bases y características fisiológicas son diferentes. La despolarización de la fibra muscular comienza en la placa motora terminal. El potencial de acción se transmite a lo largo de la fibra muscular e inicia la respuesta contráctil [11].

Un solo potencial de acción causa una contracción breve seguida de una relajación. En la ilustración 11 el potencial de acción y la respuesta del músculo se grafican en la misma escala de tiempo. Se puede apreciar que la respuesta muscular inicia 2ms después del inicio de la despolarización de la membrana. La duración de esta “sacudida muscular” depende del tipo de músculo que se somete a prueba (7.5 ms para fibras rápidas, 100 ms fibras lentas) [11].

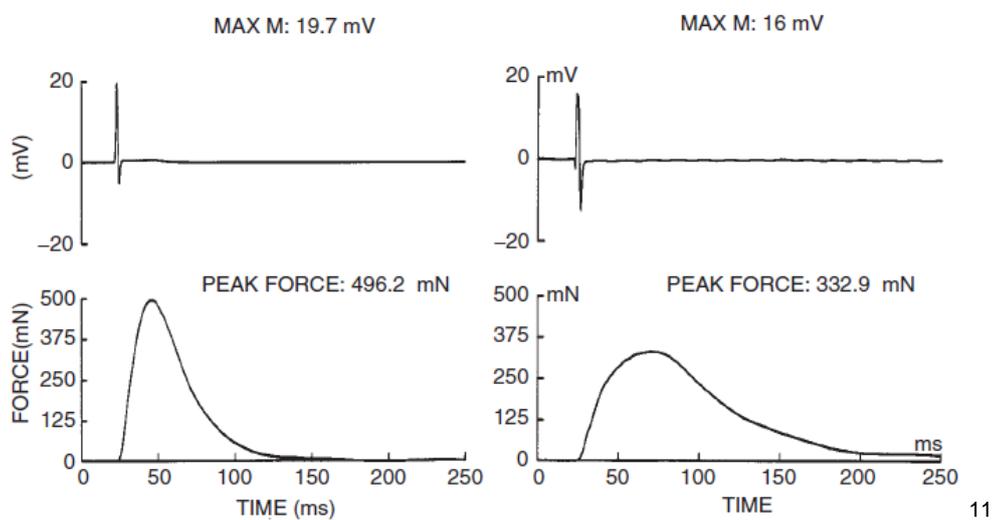


Ilustración 11 - Características contráctiles de fibras de rápida contracción (izquierda) y de lenta contracción (derecha)

La fuerza de contracción es modulada por una combinación de unidades motoras y cambios en la frecuencia de activación de las mismas. Mayor es el número de unidades motora reclutadas y su frecuencia de descarga, mayor será la fuerza. Durante el máximo reclutamiento de unidades motoras, la fuerza muscular, cuando es descargado a frecuencia constante, es aproximadamente de 2 a 5 kg/cm² y en general, es independiente de la edad, entrenamiento, especie, género [11].

Electromiografía

La electromiografía (EMG) es el estudio de las señales eléctricas musculares, es decir los potenciales eléctricos que conduce el tejido muscular estriado. La electromiografía de superficie es la detección y medición de las señales de EMG presentes en el músculo [12].

¹¹ Imagen obtenida de *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, Roberto Merletti, 2004

Para la detección de estas señales se utilizan sensores conocidos como electrodos, los cuales pueden ser invasivos o no invasivos. En el caso de los electrodos invasivos, se utilizan electrodos de tipo aguja, los cuales son posicionados directamente sobre el músculo y obtienen el potencial de acción de una fibra muscular individual. Por otro lado, los electrodos no invasivos, son colocados sobre la piel, por lo que la señal es una composición de los potenciales de acción de todas las fibras musculares subyacentes. Esta combinación de potenciales se conoce como potencial de acción de la unidad motora (MUAP). Por ende, podemos decir que la señal de EMG es el tren de potenciales de acción de la unidad motora mostrando la respuesta muscular a la estimulación neural [12].

La señal es obtenida por el electrodo y amplificada, generalmente por un amplificador diferencial. Luego debe ser procesada, eliminando ruido de baja o alta frecuencia y otros artefactos. Finalmente, la señal es rectificadas y promediada para indicar la amplitud del EMG. La MUAP puede ser filtrada y descompuesta en trenes de potencial de acción de las unidades motoras individuales o MUAPTs como se muestra en la ilustración 12 [12].

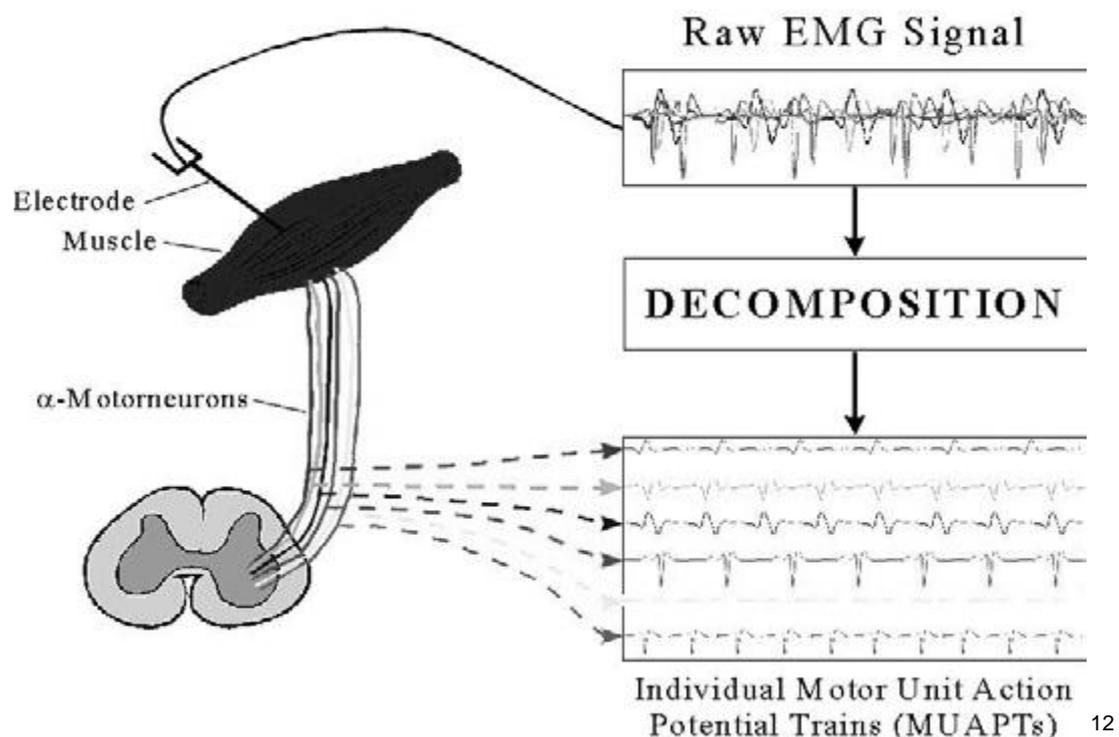


Ilustración 12 - Señal EMG y descomposición de la MUAP

¹² Imagen de *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*, M. B. I. Reaz, M. S. Hussain and F. Mohd-Yasin, 2006

1.1.4. Biomecánica

La mano es el órgano de la prensión. Su importancia funcional necesita de un conjunto motor que se extiende desde los segmentos suprayacentes del miembro hasta los subyacentes, esto es, los dedos, con el fin de obtener una prensión sólida y precisa a la vez [3].

La mano como órgano principal de prensión, tiene la posibilidad de ejecutar movimientos globales, extensos y fuertes que se efectúan en los tres planos del espacio [3].

Con esta descripción, tenemos que la mano puede realizar movimientos de flexión, extensión y abducción radial y cubital.

Estos movimientos se realizan en el carpo, concretamente en las articulaciones radiocarpianas, mediocarpianas y carpometacarpianas. Numerosas piezas del exoesqueleto se movilizan, activa o pasivamente, en el curso de los movimientos de flexión-extensión y de abducción radial o cubital de la mano. Con el objeto de simplificar, se considera que los diferentes elementos del carpo se desplazan en bloque en las articulaciones radiocarpiana, mediocarpiana y carpometacarpiana, según ejes comunes [3].

La flexión palmar es un movimiento que aproxima la palma a la cara anterior del antebrazo, con una amplitud de 80° . La extensión endereza la mano, alejándola de la cara anterior del antebrazo. Más limitada que la flexión, su amplitud no supera los 30° [3].

La mano se puede inclinar lateral o medialmente con relación a un eje longitudinal que es continuación del eje longitudinal del antebrazo. La inclinación hacia el lado radial se denomina abducción radial de la mano; la inclinación hacia el lado cubital se denomina abducción cubital de la mano (aducción de la mano) [3].

Movimientos de flexión y extensión de la mano

La flexión alcanza 50° en la articulación radiocarpiana y 30° en la mediocarpiana. La extensión llega a 30° en la articulación radiocarpiana y a 50° en la mediocarpiana. Se puede entonces considerar que, si bien las dos articulaciones participan en los dos movimientos, la radiocarpiana es preferentemente la articulación de la flexión y la mediocarpiana la de extensión [3].

Movimiento de abducción radial y cubital de la mano

En la abducción cubital pura, las dos filas del carpo giran alrededor del eje anteroposterior que pasa por la cabeza del hueso grande. La amplitud del movimiento de abducción cubital es de 40° en total.

La abducción radial es un movimiento de menor amplitud. Comprende una abducción de la primera fila carpiana de 5° . En la segunda fila, la abducción es mayor donde alcanza los 10° [3].

Movimientos de rotación o pronosupinación de la mano

La rotación o pronosupinación de la mano está determinada por la rotación simultánea de las articulaciones radiocubitales proximal y distal. Intervienen los dos huesos del antebrazo, cuyo acoplamiento proporciona a la rotación de la mano fuerza y precisión a la vez- Un solo hueso, el radio, asegura la precisión del movimiento girando alrededor del cúbito, mientras que éste permanece como guía o eje del desplazamiento del antebrazo y de la mano. En la supinación completa, la palma de la mano se orienta anteriormente, y en la pronación posteriormente [3].

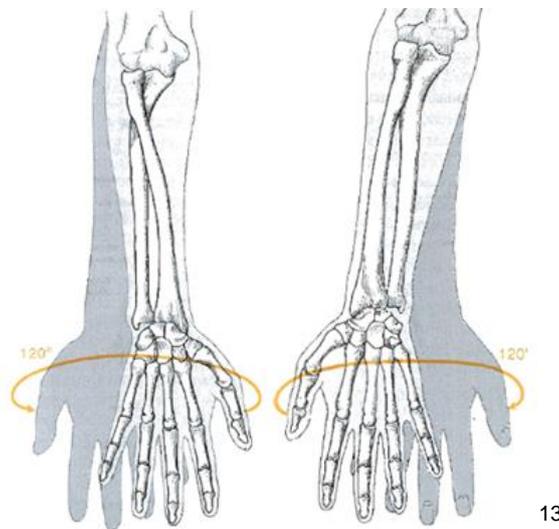


Ilustración 13 - Movimiento de supinación a la izquierda. La mano se halla inicialmente en pronación, con el dorso de la mano situada anteriormente. La supinación descruza el radio y lo desplaza lateralmente. El movimiento alcanza 120° . A la derecha, movimiento de pronación. La mano se halla inicialmente en supinación. Los dos huesos del antebrazo están paralelos. La pronación cruza el radio anteriormente al cúbito en el curso del movimiento, que alcanza los 120° .

La posición indiferente, con el brazo colgando, la mano extendida y el pulgar orientado anteriormente, constituye una posición intermedia entre la pronación y la supinación. De la supinación extrema a la pronación extrema, el movimiento posee una amplitud de 120° [3].

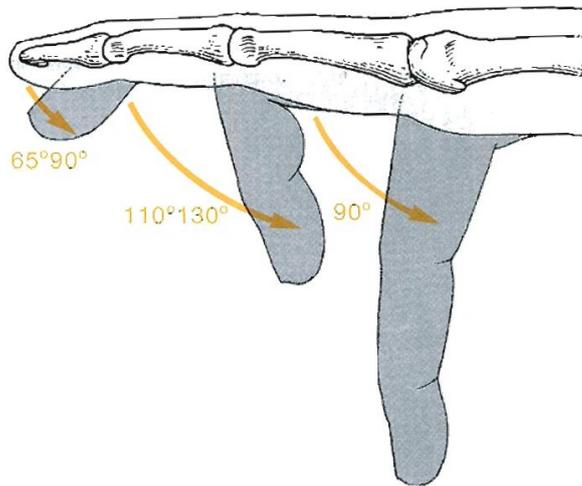
Movimiento de los dedos trifalángicos

Antes de analizar los movimientos del dedo pulgar, que requiere un estudio especial, pueden estudiarse simultáneamente los de los cuatro últimos dedos. Ésos forman un conjunto ordenado a partir de las articulaciones metacarpofalángicas y con relación al eje central de la mano, representado por el dedo medio [3].

¹³ Imagen obtenida de *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Rouviere Henri, 2005.

Articulaciones metacarpofalángicas de los dedos

Son esferoideas; por consiguiente, sus movimientos se efectúan según tres ejes: Flexión-extensión, abducción-aducción y rotación.



14

Ilustración 14 – Movimiento de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente. Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras se indican en la ilustración.

Movimientos de las falanges media y distal

Las articulaciones interfalángicas son articulaciones de un solo eje 7, por lo tanto, pueden realizar un único tipo de movimiento voluntario: la flexión-extensión. De hecho, el verdadero movimiento funcional activo es la flexión; la extensión es simplemente el retorno a la posición de partida [3].

Valor funcional de los dedos trifalángicos

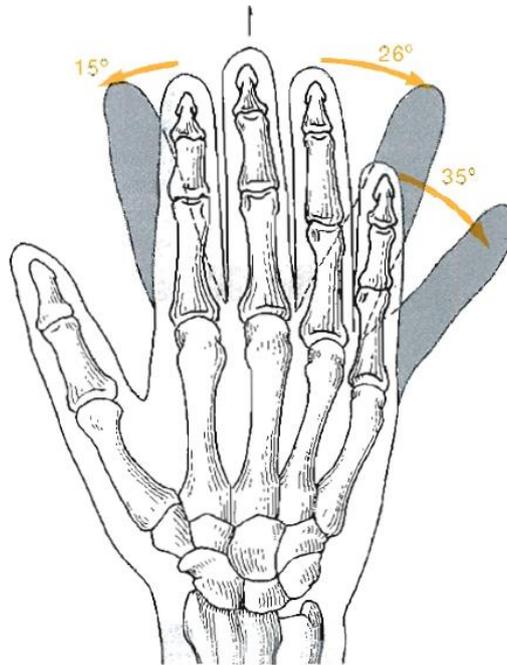
El dedo índice es, junto con el pulgar, un dedo de especial importancia funcional debido a su capacidad de abducción (60°) y de aducción (60°), su musculatura propia y sus relaciones con el dedo pulgar. Sus movimientos de lateralidad constituyen los elementos más importantes en la ejecución de los movimientos de prensión fina y precisa [3].

El dedo medio también tiene una importancia funcional considerable, ya que al ser eje del conjunto mano-dedos, ejerce gran fuerza en las prensiones y contribuye a la precisión en determinados gestos (apoyo en la toma de objetos alargados y en la escritura) [3].

El dedo anular por su parte ejerce menos fuerza que los demás; es sobre todo auxiliar del meñique [3].

El dedo meñique, aumenta la capacidad de expansión de la mano, tanto en abducción como en la prensión de objetos o utensilios [3].

¹⁴ Imagen obtenida de *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Rouviere Henri, 2005.



15

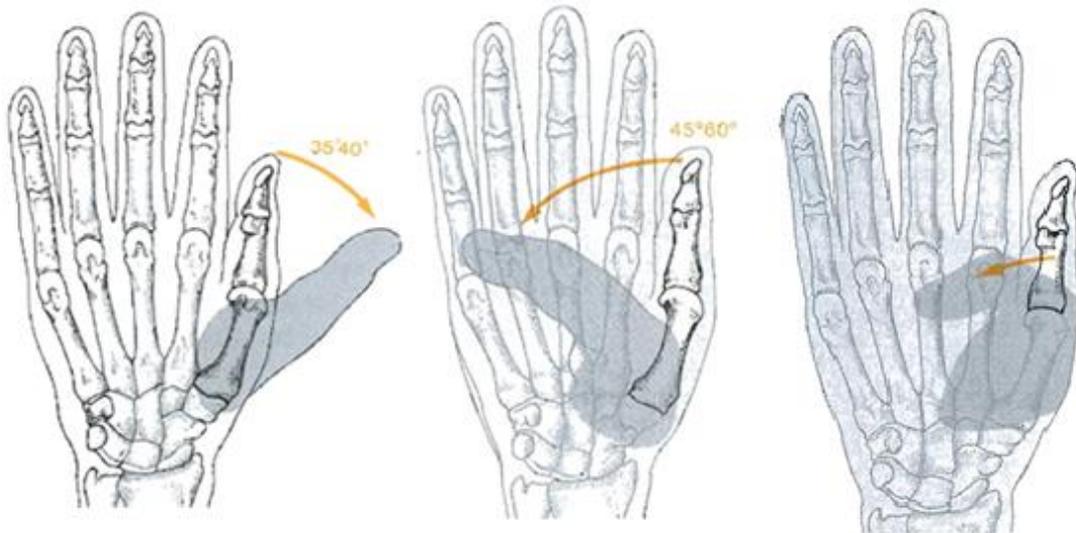
Ilustración 15 – Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se separan del eje de la mano.

Movimientos del dedo pulgar

El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos. Sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos [3].

Hay que destacar la importancia de la articulación carpometacarpiana del pulgar, que confiere al dedo pulgar su orientación en el espacio y su posibilidad de rotación automática. Las demás solo producen la flexión y extensión del dedo pulgar, asociadas a pronación o supinación [3].

¹⁵ Imagen obtenida de *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Rouviere Henri, 2005.



16

Ilustración 16 – Movimiento de abducción del dedo pulgar a la izquierda, movimiento de oposición del dedo pulgar en el centro, y movimiento de flexión.

La abducción-extensión separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°. Este movimiento abre la mano. [3]

La abducción aproxima el dedo pulgar al eje de la mano; su amplitud es de 35 a 40°. [3]

La oposición, combinada con la flexión del dedo, lo conduce frente al dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano, y presenta una amplitud mayor que los otros movimientos, alcanzando 45 y a veces 60°. [3]

La reposición devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida.

¹⁶ Imagen obtenida de *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Rouviere Henri, 2005.

1.2. Robótica en medicina

La robótica es la ciencia y tecnología del diseño, construcción y programación de los robots. Según la norma ISO (International Standard Organization) un robot es un “Manipulador multifuncional reprogramable con varios grados de libertad, capaz de manipular materias, piezas, herramientas o dispositivos especiales según trayectorias variables programadas para realizar tareas diversas” [13].

Al principio, estas máquinas eran dispositivos pequeños que podían ser programados para realizar una variedad de tareas manuales humanas automáticamente, utilizando sensores que le permitían saber acerca de su entorno. La expresión Robot fue utilizada por primera vez por el checo Karel Capek (1890 - 1938) en 1923, la cual se deriva de la palabra “robota” que significa trabajo programado (o forzado) [14].

1.2.1. Partes de un robot

¹⁷Un robot se puede decir que está constituido por uno o más manipuladores (brazos) o efectores (manos), un controlador, una fuente de energía, y posiblemente un arreglo de sensores que proveen información acerca del medio ambiente en donde debe operar el mismo [14]. El controlador interactúa con un planificador de tareas que puede ser programado por una persona (supervisor) o puede tener cierta autonomía. El control de movimientos, en base a las tareas y la señal proveniente de los sensores, elabora consignas para el sistema actuador que ejecuta la tarea mediante el sistema mecánico.

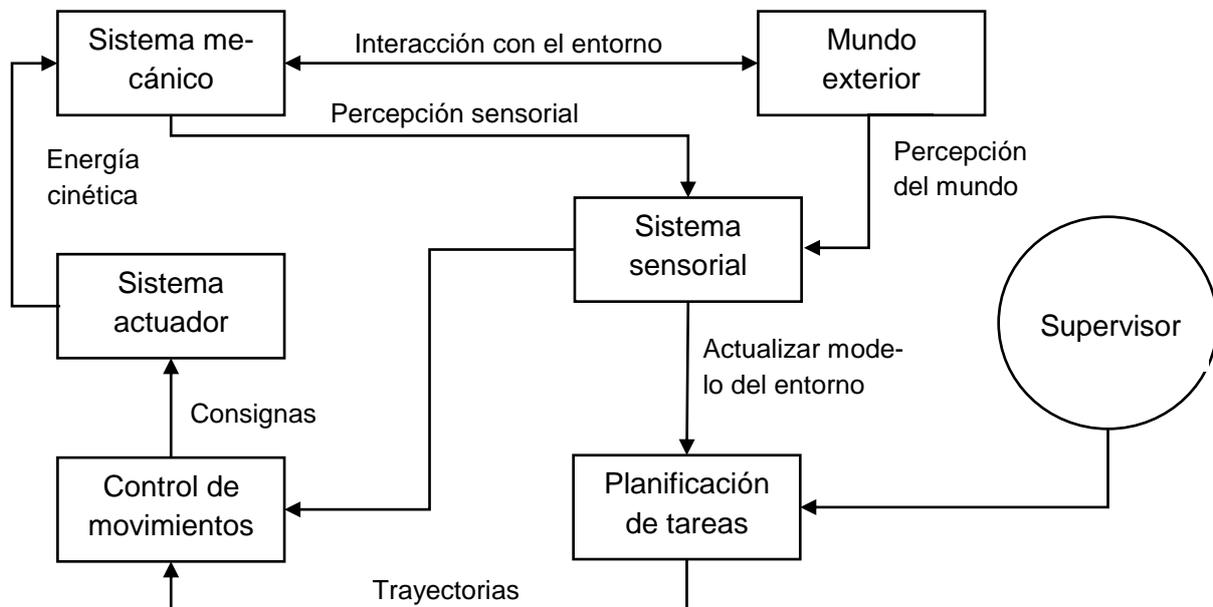


Ilustración 17 – Diagrama de bloques de un Robot: Principio de funcionamiento y comunicación entre las diferentes partes que presentan los robots.

¹⁷ Imagen obtenida de *Apunte Robótica en Medicina*, Gómez Gabriel, 2016.

Elementos de enlace:

Un robot manipulador está formado por una serie de elementos (segmentos, eslabones o links) unidos mediante **articulaciones** que permiten un movimiento relativo entre dos eslabones consecutivos. Este movimiento es producido por los actuadores. El último elemento se denomina “elemento terminal” (pinzas, herramientas, etc.) El movimiento de la articulación puede ser de desplazamiento, de giro o combinación de ambos [15].

Grado de libertad:

Cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior. Es decir, que por cada articulación se suma un grado libertad (GDL [15]. La suma de todos los GDL de un robot viene dado por la suma de los GDL de las articulaciones que lo componen.

Cuanto más complicado sea el movimiento, más grados de libertad serán requeridos. Para localizar el elemento terminal del robot en cualquier punto y para orientarlo en un volumen de trabajo, son requeridos seis grados de libertad. Si el brazo manipulador necesita evitar obstáculos u otras cosas, son necesarios más grados de libertad [14].

Articulaciones:

¹⁸El empleo de diferentes combinaciones de articulaciones en un robot, implica diferentes configuraciones:

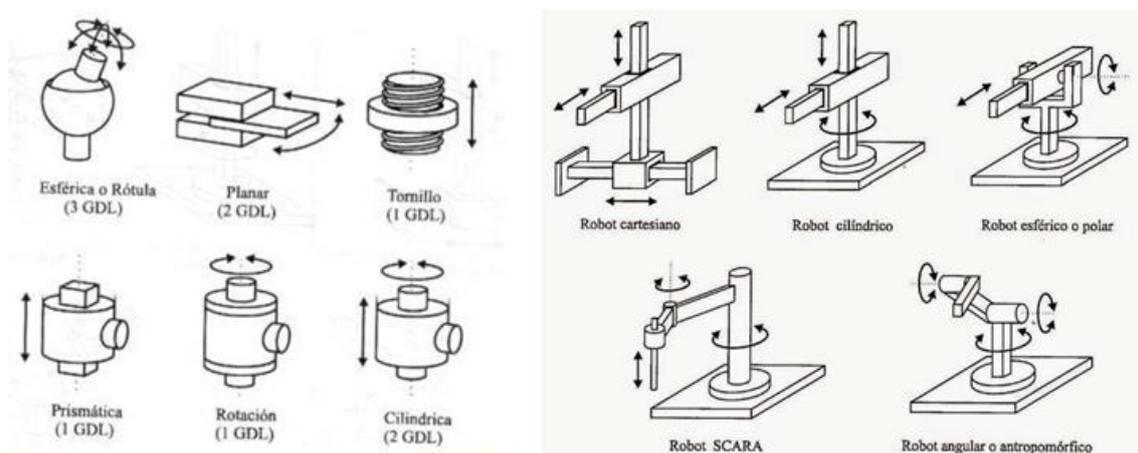


Ilustración 18 – Combinación de distintas articulaciones para un robot. Tipos de articulaciones con los grados de libertad del robot, junto con la denominación que lleva la máquina de acuerdo a sus articulaciones.

¹⁸ Imagen obtenida de <http://roboticavanguardia.blogspot.com.ar/>. Última visita a la página el 26/09/2017

Elementos terminales:

Son los encargados de interactuar directamente con el entorno del robot. Pueden ser tanto elementos de aprehensión como herramientas. Son diseñados específicamente para cada tipo de trabajo [15].

Volumen de trabajo:

Volumen espacial al que puede llegar el extremo del robot. Está determinado por:

- El tamaño, forma y tipo de los segmentos que integran el robot.
- Las limitaciones de movimiento impuestas por el sistema de control.

Nunca deberá utilizarse el elemento terminal para la obtención del espacio de trabajo debido a que el elemento terminal es un añadido al robot y si variase se tendría que calcular de nuevo el espacio de trabajo [15].



Ilustración 19 – Volúmenes de trabajo. Denominación de los robots de acuerdo al volumen de trabajo que manejan.

Trasmisiones y reductoras:

Trasmisiones: elementos encargados de transmitir el movimiento desde los actuadores hasta las articulaciones [15].

Reductoras o engranajes: elementos encargados de adaptar el par y la velocidad de la salida del actuador a los valores adecuados para el movimiento de los elementos del robot. Generalmente se reduce la velocidad del actuador [15].

Sensores:

Los robots pueden poseer diferentes tipos de sensores, y más que obvio, el tipo de sensor que tengan va a depender de la variable a medir, o, mejor dicho, del fin o medio ambiente en el cual se encuentre el robot. Es por esto, que estos dispositivos cumplen una función vital en el desempeño de estas máquinas.

Se pueden clasificar de la siguiente manera:

¹⁹ Imagen obtenida de *Apunte Robótica en Medicina*, Gómez Gabriel, 2016.

- Según de donde proviene la información:
 - Internos: Información sobre el propio robot.
 - De posición y orientación: Indican la posición de un elemento del robot.
 - Velocidad.
 - Aceleración.
 - Externos: Información sobre el entorno.
 - Proximidad.
 - Tacto.
 - Fuerza.
 - Visión.
- Según su actuación:
 - Pasivos: Miden señales del entorno.
 - Activos: Producen un estímulo y miden su interacción en el entorno (emisor-receptor).

Actuadores:

Los actuadores generan el movimiento de los elementos del robot. La mayoría de los actuadores simples controlan únicamente un GDL (izquierda-derecha, arriba-abajo) [15].

En la siguiente tabla, se muestra un análisis comparativo entre los tres tipos de actuadores utilizados actualmente:

Característica	Actuador		
	Neumático	Hidráulico	Eléctrico
Energía	Aire a presión que ejerce sobre un pistón.	Aceite mineral que ejerce presión sobre un pistón.	Interacción entre dos campos magnéticos (uno generado eléctricamente).
Opciones	Cilindros. Motor de paletas. Motor de pistón.	Cilindros. Motor de paletas. Motor de pistones axiales.	Corriente continua. Corriente alterna. Motor paso a paso.
Ventajas	Baratos. Rápidos. Sencillos. Robustos. Seguros.	Rápidos. Alta relación potencia-peso. Autolubricantes. Alta capacidad de carga. Estabilidad frente a cargas estáticas.	Precisos. Fiables. Fácil control. Sencilla instalación. Silenciosos.

Desventajas	Dificultad de control continuo. Instalación espacial (compresor, filtros). Ruidosos. Poca exactitud en la posición final.	Difícil mantenimiento. Inflamables. Instalación especial (filtros, eliminación aire). Frecuentes fugas. Caros.	Potencia limitada.
-------------	--	--	--------------------

Tabla 1 – Actuadores utilizados en robótica, definidos con sus principios de funcionamiento, ventajas y desventajas [15]

1.2.2. Clasificación del robot de acuerdo a los GDL:

Un cuerpo libre en el espacio se representa mediante 6 variables de estado: 3 de traslación (x, y, z) y 3 de orientación. Cuando el número de GDL es igual al número de variables de estado, el robot es **holónimo** [15].

Si el número es menor, el robot es **no-holónimo**, por ejemplo: para la representación de la posición de un automóvil se usan 3 variables de estado: 2 de traslación (x, y) y 1 de orientación. Sin embargo, sólo tiene 2 GDL: acelerador (adelante-atrás) y dirección (volante) [15].

Si el número es mayor es **redundante**. Ejemplo, un brazo humano tiene 7 GDL: 3 en el hombro, 1 en el codo y 3 en la muñeca, y un objeto en el espacio sólo tiene 6 variables de estado, eso hace que haya varias formas de colocar la mano de la misma forma [15]

1.2.3. Aplicación de la robótica en la medicina: Rehabilitación

La robótica a lo largo del tiempo fue paso a paso avanzando sobre diferentes sectores, ya que no solamente producían un incremento de producción, sino que mejoraban la calidad de los productos terminados, aprovechando al máximo el tiempo y la materia prima. Esto también se debe a que el incremento de la tecnología permitió el desarrollo de nuevos actuadores y sensores más sofisticados, que le daban acceso a su aplicación.

Así, además de aplicarse en el sector industrial, se comenzaron a desarrollar robots para el ámbito militar, marítimo, aéreo, espacial, hasta incluso en el hogar. El sector que más nos incumbe ahora, y sobre el cual se trabaja en este proyecto, es el de la medicina y particularmente el de la rehabilitación.

La robótica en rehabilitación desarrolla sistemas robóticos para asistir en sus actividades cotidianas a las personas que tienen alguna discapacidad o que proveen terapia para personas que buscan mejorar funciones cognitivas o físicas [15].

Dentro de la misma, podemos encontrar la siguiente clasificación [15]:

- Dispositivos asistenciales
 - De asistencia a las tareas cotidianas y laborales (comer, tomar, aseo, afeitarse, cepillado dental, rascarse)
 - De asistencia a la movilidad
- Prótesis robóticas: dispositivo que sustituye alguna parte del cuerpo humano.
- Órtesis robóticas: apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado a l cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.
- Terapia de rehabilitación asistida robóticamente (orientada al terapeuta):
 - Activa (cuando la persona hace la fuerza).
 - Pasiva.
 - Resistiva (la persona debe oponer resistencia a la fuerza ejercida por el robot).
 - Activa asistida.

1.3. Amputaciones miembro superior

La amputación es la acción o efecto de amputar el cual implica cortar y separar enteramente del cuerpo un miembro o una porción de él [16]. Es la ausencia de una parte o toda la extremidad, de causa traumática o no traumática [17].

Esta deficiencia anatómica se acompaña de disminución de la capacidad funcional de la persona alterando su rol en la sociedad y además del indudable impacto psicológico, personal y familiar. El problema es abordado por el equipo multidisciplinario de rehabilitación, cuyo objetivo principal es lograr la máxima funcionalidad global y el uso adecuado de la prótesis, de manera que permita al individuo ser independiente en sus actividades diarias e integrarse a su rol familiar, social y laboral [17].

Crea una cobertura de tejidos blandos que junto a huesos limados para evitar bordes filosos, permiten absorber impactos y fuerzas de torsión y roce [18].

Actualmente sólo hablamos de amputación “*cerrada*” que es aquella que puede plantearse para conseguir un muñón eficaz para el ajuste de la prótesis. Todo muñón quirúrgicamente óptimo debe reunir las tres condiciones siguientes:

- Forma suavemente cónica.
- Sensibilidad normal.
- Cicatriz debidamente situada y móvil [18].

1.3.1. Niveles de amputación

Los niveles son los lugares de amputación que se realizan con el fin de obtener un muñón útil para la colocación de una prótesis [19].

Cuanto más elevado es el nivel de amputación, más articulaciones se pierden y hay menos potencia, debido a la pérdida muscular y al menor brazo de palanca para controlar una prótesis. Por lo tanto, se debe preservar lo más posible de la extremidad comprometida, tomando en consideración no sólo su longitud, sino los niveles funcionales de la misma, es decir, las articulaciones [19].

Los niveles de amputación se clasifican de acuerdo a la tabla topográfica de Schwartz:

Clasificación Topográfica de Schwartz	
Miembros superiores	Miembros Inferiores
Interescapulotorácico	Hemipelvectomía
Desarticulación de hombro	Desarticulación de cadera
Amputación por encima de codo (A.E.)	Amputación por encima de rodilla (A.K.)
Desarticulación de codo	Desarticulación de rodilla
Amputación muy corta bajo codo	Amputación corta bajo rodilla
Amputación por debajo de codo (B.E.)	Amputación por debajo de rodilla (B.K.)
Amputaciones parciales de mano	Amputaciones parciales de pie

Tabla 2 - Clasificación topográfica de Schwartz[20]

Para el caso del miembro superior, como se aprecia en la tabla y en la imagen, en sentido distal – proximal:

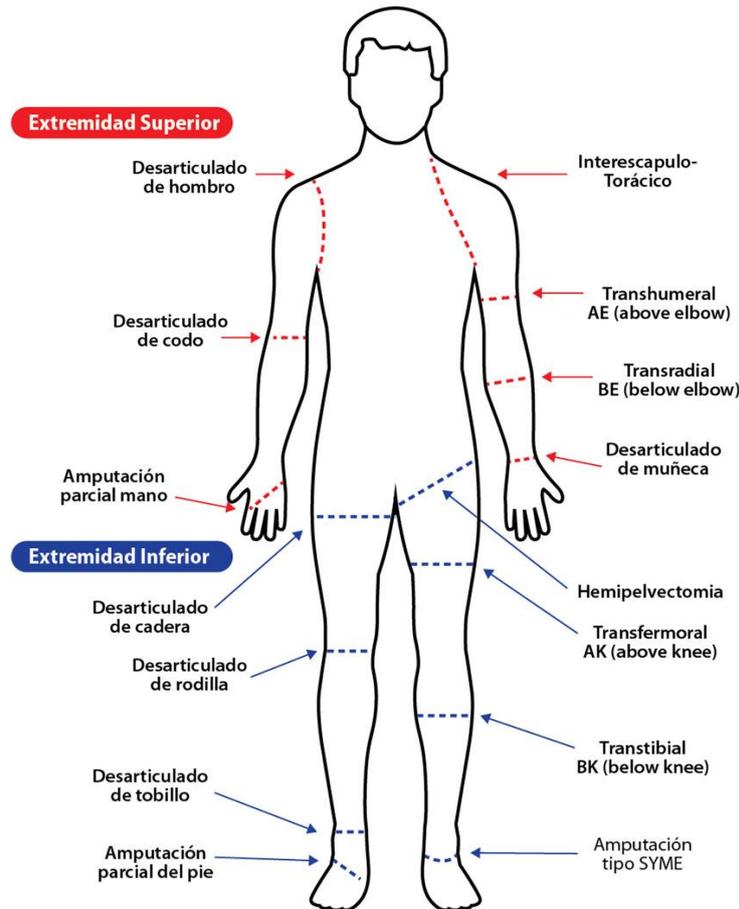
Amputaciones parciales de mano (Transcarpiana, Transmetacarpiana y parcial de dedos:

La Transcarpiana se describe dentro del grupo de las amputaciones por debajo de codo a pesar de ser una amputación parcial de la mano en su segmento proximal. Se mantiene la función total del antebrazo. Permite la utilización de férulas palmares que facilitan la prensión de objetos actuando como elementos fijos de asistencia. Este tipo de amputación se realiza siempre que no haya oportunidad de contar con una longitud mayor y teniendo en cuenta las actividades del sujeto. El muñón de antebrazo se piensa para labores más pesadas que el muñón transcarpiano, pero las sensaciones esteroagnósicas son mayores en este último caso. La Trasmetacarpiana, el muñón es antiestético, pero así mismo, permite una adecuada función del antebrazo. La prensión puede conseguirse con la colocación de una férula palmar o mediante la digitalización del primer metacarpiano, cuando este se ha logrado conservar íntegramente. La amputación parcial de la mano, comprende 17 sobre todo la presencia de por lo menos uno de los dedos o la amputación parcial de cualquiera de ellos. Se ha insistido sobre la utilidad de este órgano, pero vale recalcar en la necesidad de conservar al menos el dedo pulgar, la amputación de este de-

do provoca una disminución en el 60% de la capacidad funcional total de la mano [21].

Desarticulación de muñeca:

Debe tomarse en cuenta como una posibilidad muy importante, toda vez que el porcentaje de función del brazo y el antebrazo, es de mayor funcionalidad por permitir los movimientos de codo y la pronosupinación del antebrazo en todo su arco. Esto a su vez favorece la ejecución de las actividades de vestido, aseo y ciertas labores en el trabajo [21].



20

Ilustración 20 - Figura del cuerpo humano marcada en los niveles de amputación propuestos por Schwartz.

Amputación por abajo de codo (Transradial):

Dependiendo del nivel al que se realice la amputación, será la funcionalidad que el muñón adquiera, ya que a niveles determinados se permitirán ciertos movimientos como la flexo-extensión y la pronosupinación [21].

²⁰ Imagen obtenida de *Persona con Amputación – Guía de Rehabilitación*, Programa de Medicina y Cirugía, 2013.

Desarticulación de codo:

Es una amputación poco usual porque se consideraba sin mayor utilidad. Se realizan con mayor amplitud y facilidad los movimientos de rotación, lo cual facilita las actividades de vestido y alimentación. Conserva por tanto, la longitud total del humero [21].

Amputación por arriba de codo (Transhumeral):

Con ella se mantiene una ligera libertad de movimiento a nivel escapulo humeral, sobre todo para la flexo-extensión y la abducción de brazo, también son posibles ligeros movimientos de rotación. Si la longitud del brazo de palanca es mayor, podrá efectuar con mayor facilidad las actividades de vestido y alimentación [21].

Desarticulación de Hombro:

Se mantiene la pinza omo-clavicular, por lo que el muñón es más estético que en la interescapulotorácica. La movilidad es mínima y corresponde a los movimientos escapulares, pero esto facilita la utilización de un sistema protésico, aunque presente dificultades de adaptación [21].

Interescapulotorácico:

Es la menos frecuente dentro de las amputaciones del miembro torácico. Solamente en los casos extremos y cuando sea imprescindible se deberá efectuar esta clase de cirugía. Debido a la extirpación de la clavícula, omóplato, húmero, es totalmente antiestético y presenta graves problemas funcionales. El muñón es prácticamente fijo, no posee grados de movilidad, por lo que la prótesis se moverá únicamente por la acción muscular del miembro contrario [21].

1.3.2. Epidemiología

Tradicionalmente se consideran tres amplios grupos etiológicos causantes de amputación: el accidente, la enfermedad y la malformación congénita. Además otras causas [18]:

1. Lesiones accidentales.
2. Enfermedades vasculares periféricas (muerte tisular por insuficiencia vascular periférica arteriosclerótica o diabética).
3. Muerte de los tejidos por estados vasoespásticos periféricos como la de enfermedad de Raynaud.
4. Neoplasias malignas. Infecciones graves de huesos y otros tejidos que no permiten el restablecimiento de la función (TB, gangrena, osteomielitis).
5. Lesiones térmicas por calor o frío.
6. Miembro deforme inútil que el paciente considera antiestético.
7. Estados no citados que puedan poner en peligro la vida del paciente, como accidente vascular o mordedura de serpiente.
8. Falta congénita de miembro.

9. Herida causada por arma de fuego.
10. Pseudoartrosis infectada.

En Reino Unido se calcula que existen aproximadamente 4 500 amputados primarios cada año, 70% por enfermedades vasculares, 17% por traumatismos (accidentes de tránsito y laborales), 3% por malformaciones congénitas y 10% por otras enfermedades. En los Estados Unidos se producen unas 43 000 nuevas amputaciones mayores cada año, casi todas se deben a vasculopatía y el 90% afecta a los miembros inferiores [17].

Los amputados de miembro superior representan el 14% del total de los amputados. Los estudios epidemiológicos son raros, antiguos y con frecuencia parciales (a diferencia de los estudios sobre los amputados de los miembros inferiores) [22].

Los americanos Malone y Wrigth y el grupo francés Nancy aportan sin embargo grandes contribuciones [22].

Se estima que 2/3 de las personas amputadas tienen menos de 40 años. El promedio de edad al momento de la amputación es de 36 años. El miembro dominante concierne en el 47% de los casos a las amputaciones mayores (por encima de la muñeca) con igual distribución derecha e izquierda. Las amputaciones afectan a los hombres principalmente a razón de 1,4 a 2,2 por cada mujer, aunque en las amputaciones mayores la tendencia aumenta: el 84% de los hombres y el 16% en las mujeres. El sitio de la amputación es sobre todo a nivel de brazo y del antebrazo, con frecuencias variables según los autores (cuadro I). Los amputados globales representan el 10% del total de los pacientes [22].

1.3.3. Preparación física del paciente para la prótesis

La edad, capacidad física y mental, son factores que hay que tener en cuenta para las actividades físicas del paciente. Estos ejercicios, tienden a buscar un incremento de la capacidad física general del paciente y de sus potenciales de resistencia, potencia y coordinación muscular corporal [18].

No hay cuadros específicos de actividad ni tampoco es necesario, ya que hay que preparar las tablas de ejercicios según las características de los pacientes o grupos de los mismos que se vayan a tratar [18].

1.4. Prótesis

Se define prótesis como la sustitución de una parte del cuerpo por un objeto artificial o como instrumento diseñado y colocado con el fin de mejorar una función [18]. Son aparatos que compensan la ausencia parcial o total de una extremidad. Las prótesis deben ser confortables, ser funcionalmente útiles y ser cosméticamente aceptables [19].

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

Según la Real Academia Española (RAE) se entiende por prótesis como:

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



21

Ilustración 21 - Prótesis de mano

Las prótesis de miembro superior son aquellas que sustituyen a parte o la totalidad del brazo humano. Estas se componen de tres partes, los efectores terminales, los intermediarios y los empalmes. La cohesión del conjunto y la estética están aseguradas por las piezas intermedias [22].

Efectores terminales

Los efectores terminales son aquellos componentes extremos del brazo protésico que poseen la morfología de la mano. Estos dan a las prótesis sus características funcionales distintivas[22]. Estas pueden ser:

- *Inertes*: siempre terminales y no llevan ninguna pieza móvil ni dispositivos de control. Ejemplos: anillo, pinza, gancho, mano estética.
- *Pasivos*: terminales o intermediarios, necesitan una ayuda contralateral o de otra persona. Ejemplos: cúpula de la muñeca, codo de fricción, hombro de rotula.
- *Activos*: son controlados por el amputado sin intervención de la mano contralateral[22].

²¹ Imagen obtenida de <https://3dprinterchat.com/2017/03/bionic-3d-printing-prosthetic-arm/>. Última visita a la página: 27/09/17



22

Ilustración 22 - Pinza protésica

Efectores intermedarios

Los efectores intermedarios son aquellos componentes que movilizan muñeca, codo y hombro de la prótesis. Le dan a la misma una mayor funcionalidad y utilizan contracciones musculares o señales mioeléctricas para accionarse [22]. Estas pueden ser:

- *Automotores*: se utilizan en el codo y hombro principalmente. Poseen la posibilidad de bloquearlos en una posición de flexión. La extensión se hace por gravedad.
- *Eléctricos*: permiten movimientos de pronosupinación de la muñeca, flexión y extensión de codo y abducción y propulsión del hombro. Ejemplo: codo hosmer, codo Utah [22].



23

Ilustración 23 - Codo Hosmer

²² Imagen obtenida de <http://www.medicalexpo.es/prod/rslsteeper/product-74956-458468.html>. Última visita a la página: 27/09/17

²³ Imagen obtenida de <http://www.medicalexpo.es/prod/fillauer/product-74954-620833.html>. Última visita a la página: 27/09/17

Empalme

Es la pieza esencial ya que permite la fijación de la prótesis al muñón. También llamados conos de enchufe son hechos por moldeamiento orientado y procuran un contacto mínimo entre ambas partes. Los empalmes difieren según niveles de amputación [22] .

En caso de amputaciones cortas, se necesita una horma amplia que adopte la forma del hombro ya que la masa muscular es insuficiente para el contacto. La prótesis esta sostenida por correas que mantienen la horma sobre el hombro y los cables de mando se fijan sobre el hombro contralateral [22].

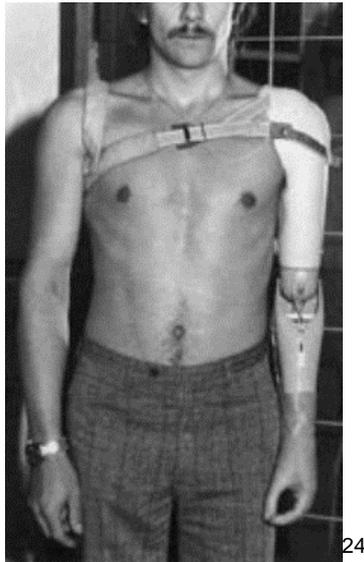


Ilustración 24 - Empalme de amputaciones cortas

Para amputaciones medianas se utiliza un empalme de contacto total. También se puede adaptar un codo mecánico accionado por cables o eléctrico conectado con sensores. Las prótesis cosméticas solo necesitan un empalme flexible [22].

²⁴ Imagen obtenida de *Amputaciones del miembro superior*, Barouti, H., Agnello, M., Volckmann, P.



Ilustración 25 - Prótesis con codo y mano mioeléctrica

La indicación de una prótesis debe ser objeto de reflexión del grupo interdisciplinario en el cual se lo incluye al paciente. Se debe tener en cuenta tanto la motivación del paciente, como su edad, sexo, comportamiento psicomotor, identidad cultural y ocupación [22].

1.3.1. Historia de las prótesis

Una de las primeras prótesis de miembro superior registradas fue la de un general Romano, Marcus Sergius, quien perdió su mano derecha en la Segunda Guerra Púnica (218-208 B.C.). Al general se le fabricó una mano de hierro, la cual utilizó para sostener su escudo. Ya en la edad media (1500), se utilizó un puño blindado, equipado con dedos articulados que podían sostener una espada de manera pasiva [23].

²⁵ Imagen obtenida de *Amputaciones del miembro superior*, Barouti, H., Agnello, M., Volckmann, P.



Ilustración 26 - Prótesis de brazo medieval hecha para Goetz von Berlichingen

En 1564, Ambrose Paré publicó su trabajo de diez volúmenes de cirugía, donde describía prótesis de miembro superior que podían ser reproducidas por cualquier herrero de la época. Estas, sin embargo, no tenían ningún control alguno y eran colocadas de manera pasiva [23].

En 1818, luego de las guerras Napoleónicas, Peter Baliff introdujo el uso del tronco y cintura escapular para accionar la flexión y extensión de dedos protésicos. Este dispositivo se utilizó para un nivel de amputación transradial. Y en 1844, Van Peeterssen, un escultor holandés, diseñó la primera prótesis transhumeral utilizando el principio de Baliff para accionar la flexión en la articulación del codo [23].

Durante la primer Guerra Mundial, la gran cantidad de pérdidas de miembros incrementó la necesidad de los países de equipar tantos amputados como fuese posible. Por lo que se optó por utilizar un cono de enchufe universal el cual sostenía una herramienta para trabajo. Si el usuario requería realizar otro trabajo, tan solo cambiaba de herramienta. Además, en E.E.U.U. se utilizó un gancho que era cerrado mediante bandas elásticas [23].

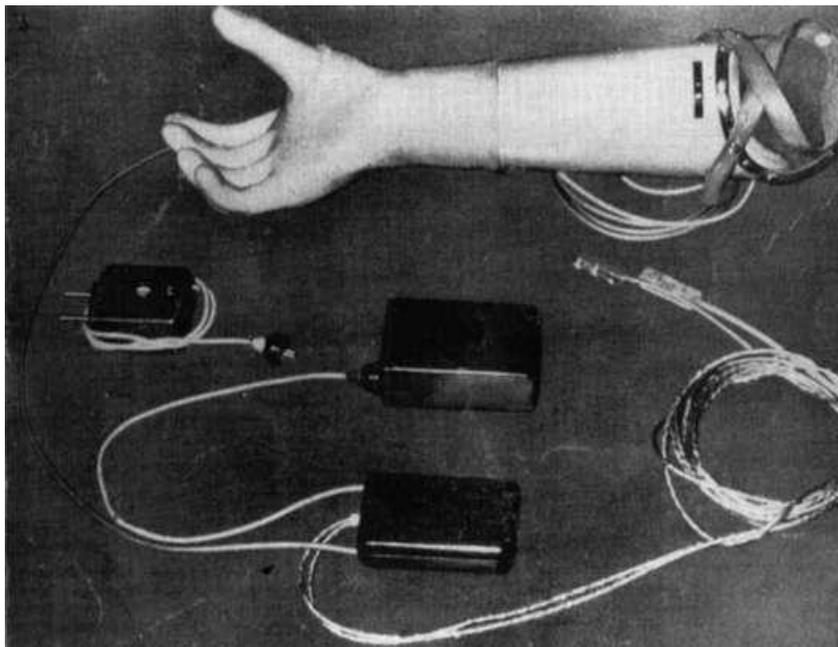
²⁶ Imagen obtenida de *Functional Restoration of Adults and Children with Upper Extremity Amputation*, Robert H. Meier III MD, Diane J. Atkins, 2004



27

Ilustración 27 - Prótesis del ejercito suizo con múltiples herramientas

En 1949, en E.E.U.U., se reveló la primera prótesis accionada con electricidad utilizando una fuente externa, mientras que, en 1958, en Rusia, se anunció la primera prótesis mioeléctrica para una amputación bajo codo.



28

Ilustración 28 - Primer prótesis mioeléctrica rusa. La batería externa se muestra en el centro de la fotografía

²⁷ Imagen obtenida de <http://www.oobject.com/15-vintage-prosthetic-limbs/multi-attachment-swiss-army-prosthetic-hand/7767/>. Última visita a la página: 27/09/17

²⁸ Imagen obtenida de <http://www.oandplibary.org/popup.asp?frmItemId=45ED9F7F-ECA9-42C1-83C6-10014E645CAA&frmType=image&frmId=8>. Última visita a la página: 27/09/17.

1.3.2. Tipos de prótesis de mano

Existen diversos tipos de prótesis de miembro superior, de acuerdo con cómo se las clasifica. Según la porción de miembro a sustituir se clasifica en [20]:

1. Prótesis para amputación parcial o total de la mano: en esta clasificación entran las amputaciones parciales de mano o desarticuladas de muñeca. Se subclasifican según el sitio de amputación.
 - a. Amputación del pulgar: solo se coloca si la amputación es a nivel de la falange proximal. La sujeción se realiza mediante una cinta alrededor de la muñeca o mediante valvas que rodean la zona palmar y dorsal de la mano.
 - b. Amputación de uno o varios dedos: similar a amputación del pulgar.
 - c. Amputación de los dedos índice al meñique: utilizan pilones de plásticos rígidos para realizar la base de oposición.
 - d. Amputación de metacarpianos distal y proximal: se coloca un mitón (dedos ligeramente flexionados sin separación) o una prótesis abierta de acero (utiliza el pulgar intacto como dispositivo de oposición) [20].



29

Ilustración 29 - Prótesis parcial de mano

2. Prótesis para amputación del antebrazo: para amputaciones transradial o bajo codo y desarticulación de codo. La prótesis funcional se acciona mediante la fuerza de la musculatura del bíceps. Se utiliza el codo o el hombro como sostén [20].

²⁹ Imagen obtenida de <http://www.unperiodico.unal.edu.co/dper/article/con-estetica-crean-protesis-parcial-de-mano.html>. Última visita a la página: 27/09/17



30

Ilustración 30 - Prótesis Michelangelo

3. Prótesis para la amputación del brazo: Para amputaciones trans-humerales o sobre codo y desarticulado de hombro [20].



31

Ilustración 31 - Prótesis sobre codo

4. Prótesis para amputación de hombro: Para amputaciones interes-capulotorácicas [20].

³⁰ Imagen obtenida de <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>. Última visita a la página: 27/09/17.

³¹ Imagen obtenida de <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/above-elbow-prosthesis-featuring-dynamicarm/>. Última visita a la página: 27/09/17.

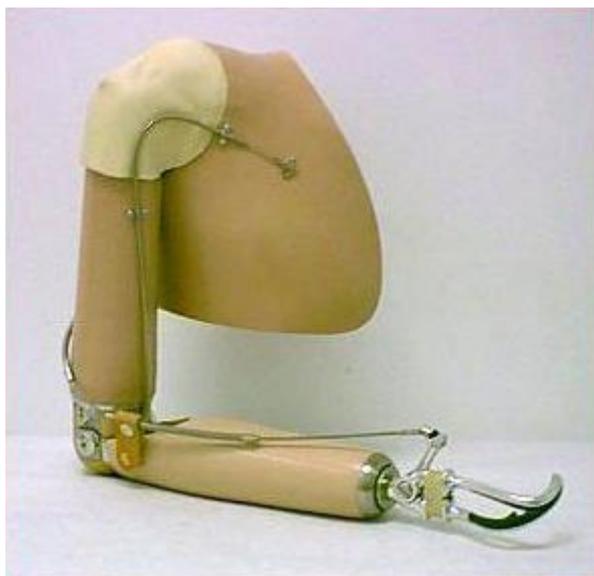


Ilustración 32 – Prótesis para amputación del hombro.

Según el accionamiento se clasifican en:

1. Prótesis cosméticas o pasivas: solamente tienen finalidad estética. Carecen de movimiento, pero son morfológicamente anatómicas. Replican fielmente el miembro a reemplazar, tanto forma y tamaño como detalles fisiológicos como pecas, venas, vello. Generalmente son de silicona o látex, y personalizadas, aunque existen estándar [24].

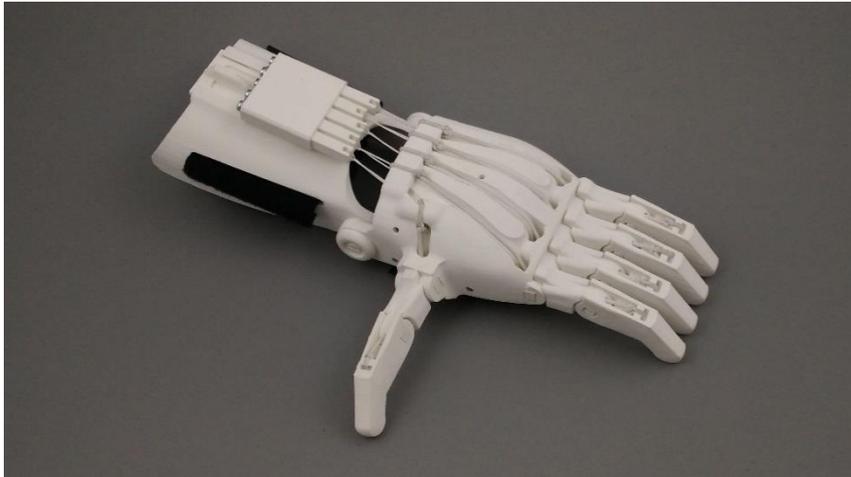


Ilustración 33 - Prótesis cosmética.

³² Imagen obtenida de <http://www.northernorthopediclaboratory.com/services.html>. Última visita a la página: 27/09/17.

³³ Imagen obtenida de <http://www.magentart.com/protesis/protesis-manos.php>. Última visita a la página: 27/09/17.

2. Prótesis mecánicas: son dispositivos de apertura y cierre mediante cables y cintas unidos al cuerpo. Solo abren y cierran a voluntad y necesitan energía propia del usuario para moverse. El sistema puede estar constituido por una mano, gancho u otro aparato de prensión. Son más utilizadas para amputaciones de bajo codo [25].



34

Ilustración 34 - Prótesis mecánica.

3. Prótesis mioeléctricas: estos dispositivos utilizan sensores mioeléctricos, que leen las corrientes eléctricas que envían las contracciones musculares. Estas prótesis pueden controlar movimientos de los dedos, muñeca y del codo. Suelen ser muy complejas y pesadas, hasta molestas para el usuario. Requieren de entrenamiento previo del usuario, pero ofrecen la máxima funcionalidad posible [26].

³⁴ Imagen obtenida de <http://www.matterhackers.com/articles/get-involved-with-e-nable>
Última visita a la página: 27/09/17.



Ilustración 35 - Prótesis mioeléctrica

1.3.3.Rehabilitación

La OMS define a la rehabilitación como *“el conjunto de medidas sociales, educativas y profesionales destinadas a restituir al paciente minusválido la mayor capacidad e independencia posibles”*. En cuanto a las prótesis, se debe proponer al paciente la posibilidad de una, en caso de ser indicada, para iniciar la rehabilitación de la amputación. Para este proceso es muy importante el apoyo psicológico del paciente. A continuación, se detallan las cinco fases de la rehabilitación [22].

Fase de cicatrización cutánea

Esta fase va del día cero al treinta, y debe conducirse de manera precisa. La evolución suele ser favorable para amputaciones quirúrgicas, pero no es el caso de miembros carbonizados. Estos presentan fragilidad de las zonas injertadas, hiperestesia dolorosa inicial, tendencia a la hipertrofia de las cicatrices, entre otras [22].



Ilustración 36 - Amputación de mano cicatrizada

³⁵ Imagen obtenida de <http://www.redmondpie.com/this-300-bionic-hand-harnesses-your-smartphone-computing-power-video/>. Última visita a la página: 27/09/17.

³⁶ Imagen obtenida de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0376-78922015000200005. Última visita a la página: 27/09/17.

Fase de rehabilitación preprotésica

Esta etapa se extiende del día treinta al cuarenta y cinco, y se subdivide en [22]:

Examen clínico inicial: guía la elección de la prótesis según las posibilidades y exigencias del paciente. Se debe tener en cuenta el estado del muñón, de las articulaciones subyacentes y de la postura del raquis cervicodorsal.

Preparación física: su objetivo es estabilizar el muñón tanto en el aspecto cutáneo como el trofismo, apuntando a mantener el potencial articular y muscular.

Desde el punto de vista del trofismo, lo más utilizado son vendajes elásticos, con masajes de drenaje y duchas escocesas. La contención se retira durante las sesiones de kinesiterapia y ergoterapia [22].



Ilustración 37 - Terapeuta ocupacional masajeando paciente amputado

Desde el punto de vista muscular, se quiere mejorar el trofismo muscular y la percepción de contracción de un musculo o grupo muscular. Para mejorar el trofismo, se utilizan todos los métodos de refuerzo, como por ejemplo el uso de preprótesis o mioelectroterapia. Para mejorar la percepción de contracción se requiere de biorretroalimentación. Se debe evitar la creación de automatismos que generen inconvenientes a futuro [22].

Desde el punto de vista articular, se debe tratar de recuperar los movimientos perdidos. Por ejemplo, en una amputación de antebrazo, donde la pronosupinación es comúnmente perdida, se debe tratar de restituirla [22].

³⁷ Imagen obtenida de <http://armdynamics.com/pages/acute-care>. Última visita a la página: 27/09/17.

Desde el punto de vista sensitivo, se debe tener en cuenta que la presencia de un muñón doloroso limita la rehabilitación y se instauran las técnicas de desensibilización y de recuperación de tacto. No se descarta la utilización de tratamientos antiálgicos. En esta etapa también se trata de lograr la autonomía sin la prótesis en las actividades diarias. En caso de que la amputación sea del lado dominante, se efectúa una Re lateralización de ciertas actividades [22].

Preparación para la utilización de efectores: los efectores requieren de rehabilitación específica, asociada a la integración de nuevos movimientos y regenerar antiguos que fueron perdidos. En el caso de prótesis mioeléctricas, el entrenamiento es largo pero indispensable. Comienza con una asociación contralateral y permite la objetivación del grado de contracción, el refuerzo de la calidad muscular y la separación de grupos musculares solicitados. Requiere de biofeedback o biorretroalimentación [22].

Preparación para la independencia: se suele olvidar, pero es indispensable. Se prepara al paciente para la readaptación social [22].

Fase de rehabilitación con prótesis

Esta etapa se extiende del día cuarenta y cinco al setenta y cinco, y solo puede considerarse teniendo en cuenta la voluntad del paciente. Cualquier problema que tenga la prótesis debe ser solucionado inmediatamente para evitar rechazo. Se debe abordar la instalación de la prótesis y los movimientos pasivos, y una vez dominados, debe perfeccionar la movilización del miembro, amplitudes articulares, velocidades del movimiento y la contracción muscular útil [22].

Para trabajar la conquista del espacio en mono y bimanual, se tiene en cuenta que las prótesis de esta etapa solo tienen tres funciones: pinza activa, pinza pasiva y sostén por presión. Se utilizan juegos para adquirir prensión fina, el control de pronosupinación, flexión y extensión del codo, entre otros movimientos [22].

Para trabajar la sensibilidad, se buscan capacidades sensitivas nuevas a partir del muñón y de la cintura escapular. Esto permite apreciar formas, consistencias y volúmenes de los objetos y de los materiales. La sensibilidad condiciona la adquisición de la independencia funcional [22].

Para trabajar la independencia, se simulan situaciones de la vida cotidiana e instauran aprendizajes de técnicas mono-manuales. Se vigila la autonomía para la colocación de la prótesis. Las situaciones que se simulan son aseo, vestimenta, alimentación y escrituras [22].



Ilustración 38 - Soldado escribiendo con mano protésica

Etapa de instalación definitiva

Esta etapa puede extenderse desde el día setenta y cinco al noventa, y es donde se decide si el paciente requiere una prótesis mecánica o una mioeléctrica. Los ejercicios no deben hacerse con el control del miembro sano. Se continúa el trabajo de ergoterapia con una fase funcional, favoreciendo coordinación bimanual, velocidad, destreza, repetición y precisión con los actos de la vida corriente. Existen riesgos de la aparición de movimientos parásitos (indeseados) que se deben evitar [22].

Los amputados bilaterales son más difíciles de rehabilitar, ya que pueden requerir dos prótesis distintas para cada brazo. Además, pueden requerir la ayuda de otra persona por lo que la independencia es relativa [22].

Readaptación

La readaptación a la vida profesional, se debe contemplar el acondicionamiento del sitio de trabajo, así como la inscripción en el organismo nacional pertinente. Además, se debe adaptar al paciente a sus actividades previas para evitar distracciones. Para la conducción de un vehículo, la adaptación se hace mediante autoescuelas integradas, para la obtención de un permiso especial, y el acondicionamiento necesario del vehículo [22].

Profilaxis

Esta etapa trata del mantenimiento de la prótesis, sensores, controles y muñón. Este último debe lavarse con jabón neutro y aplicación de productos protectores de la piel. Para la prótesis se debe tener un cuidado cotidiano, con productos adaptados [22].

³⁸ Imagen obtenida de <http://www.centralmaine.com/2015/12/01/soldier-who-lost-4-limbs-aims-to-inspire-with-book/>. Última visita a la página: 27/09/17.

1.4. Myo

El Myo, es un brazalete que lee la actividad eléctrica de los músculos del antebrazo o brazo, para controlar distintas tecnologías mediante gestos y movimientos de manera inalámbrica. Este puede ser utilizado tanto para entretenimiento y control de presentaciones como interpretación de lenguaje de señas y control de prótesis [27].



39

Ilustración 39: Brazalete Myo Armband

Si bien el aparato está diseñado para ser utilizado en miembros superiores, gracias a su capacidad de leer la actividad muscular, podría ser utilizado en los miembros inferiores. Sin embargo, se perdería la función de reconocimiento de gestos debido a que el Myo está específicamente calibrado para trabajar con la musculatura particular del brazo [28].

El dispositivo es fabricado por Thalmic Labs, una joven empresa situada en Ontario Canadá, y cuyo producto (único por el momento) comenzó a desarrollarse dentro del marco de un proyecto integrador.

Una de las grandes ventajas que presenta el brazalete Myo y que a su vez brinda Thalmic Labs es la modalidad Open Source. Esto permite que cada persona que desee utilizar el equipo para cierta aplicación pueda sentarse a desarrollar un código para hacerlo posible.

1.4.1. Principio de funcionamiento

El brazalete posee 8 (ocho) sensores de electromiografía (EMG), que sensa la actividad eléctrica de los músculos del antebrazo. Esta información se procesa internamente para la detección de un gesto o un movimiento realizado por la mano y/o antebrazo. Además, cuenta con acelerómetros, giróscopos y

³⁹ Imagen obtenida de: <https://www.myo.com/techspecs>. Última visita a la página: 15/08/2017

magnetómetros que forman el Inertial Measurement Unit (IMU) y que entrega información adicional de los movimientos espaciales del brazo [29].



40

Ilustración 40: Sensores de EMG

Una vez obtenidos estos datos, los envía a través de la tecnología Bluetooth 4.0 al dispositivo con el que se encuentre conectado, el cual debe ser compatible con este tipo de comunicación. Estos datos pueden ser enviados de manera “cruda”, es decir sin procesar, al módulo receptor permitiendo de esta manera que el desarrollador procese los datos a gusto, o bien pueden ser enviados ya procesados en la forma de comando o gesto [29].

Thalmic Labs establece que un solo Myo puede ser emparejado a varios dispositivos al mismo tiempo, aunque solo controlara uno solo a la vez [30]. Sin embargo, es posible utilizar dos brazaletes al mismo tiempo en un mismo dispositivo, a través de aplicaciones creadas con el SDK (Software Development Kit) que necesiten específicamente dos Myos [31]. Si bien esta función no será explorada en este proyecto, presenta una ventaja al saber que se puede incrementar los comandos a darle a la tecnología a utilizar.

1.4.2. Especificaciones técnicas

El dispositivo Myo está compuesto de un elastómero flexible y durable, muy utilizado en brazaletes [32]. Este material permite modificar el perímetro interno del mismo desde 19cm hasta 34cm. Además, tiene un grosor de 1.14 cm, con un peso total de 93gr [33].

⁴⁰ Imagen obtenida de: <http://developerblog.myo.com/myocraft-emg-in-the-bluetooth-protocol/>. Última visita: 15/08/2017

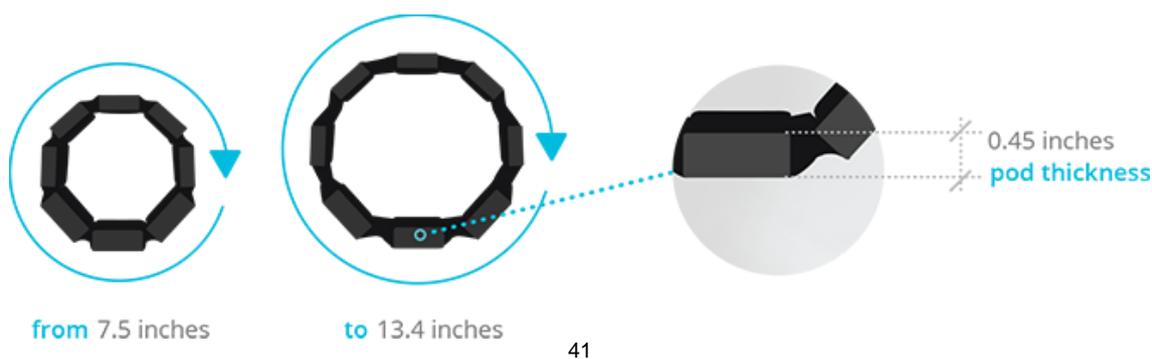


Ilustración 41: Perímetro interno del Myo

El dispositivo es muy versátil, y permite compatibilidad con distintos sistemas operativos, como Windows, OS X, IOS y Android. En particular, Windows 7, 8 y 10; OS X 10.8 (Mountain Lion) y superiores; IOS 7.0 y superiores y Android 4.3 (Jelly Bean) y superiores [33].

En lo que concierne al uso del Myo, el fabricante especifica que está diseñado para trabajar en temperaturas ambiente de entre 0°C y 35°C, el cual es el rango estándar de las baterías de ion de litio. El aparato es resistente a la perspiración, pero puede funcionar mal en caso de sudoración excesiva [33].

En lo que refiere al hardware, el Myo cuenta con sensores EMG de acero inoxidable de grado médico, e IMU de alta sensibilidad de nueve ejes que contiene un giróscopo de tres ejes, acelerómetro de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes. El IMU es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, combinando información de acelerómetros, giróscopos y magnetómetros. Tiene un LED dual que indica cuando el Myo se encuentra encendido y cuando está conectado con el dispositivo a controlar. Utiliza un procesador ARM Cortex M4 para interpretar instrucciones y datos. Por último, el dispositivo utiliza “haptic feedback” o retroalimentación táctil, con vibraciones cortas, medias y largas [28].

Como se mencionó anteriormente, el Myo utiliza tecnología inalámbrica Bluetooth 4.0 para comunicarse con los distintos dispositivos. El producto incluye un adaptador Bluetooth para conexión con Mac y PC. La frecuencia operacional del aparato se encuentra en el rango operacional estándar para Bluetooth (2.402-2.480 GHz) [34].

⁴¹ Imagen obtenida de: <https://www.myo.com/techspecs>. Última visita el: 15/08/2017.



42

Ilustración 42: Adaptador Bluetooth

El rango inalámbrico del aparato es de aproximadamente 15m con un campo de vista libre de obstáculos entre el Myo y la tecnología a controlar [35].

Por último, el dispositivo cuenta con una batería integrada de ion de litio, que se recarga vía Micro-USB. Si bien no se especifica la capacidad de la misma, el fabricante, Thalmic Labs asegura que tiene una duración de uso de un día, con una sola carga. En modo “stand by” o reposo, la batería dura hasta una semana [35].

1.4.3. Reconocimiento de gestos

Desde fábrica, el dispositivo viene configurado para el reconocimiento de 5 gestos [36]. Thalmic Labs los identifica como:

- “Wave Left”, u onda izquierda: el usuario debe realizar un movimiento de flexión de la mano.
- “Wave Right”, u onda derecha: el usuario debe realizar un movimiento de extensión de la mano.
- “Double Tap”: el usuario debe realizar una oposición del dedo pulgar y el dedo mayor dos veces.
- “Fist” o puño: el usuario debe flexionar los dedos, cerrando la mano.
- “Fingers Spread”: el usuario debe realizar un movimiento de abducción de todos los dedos [36].

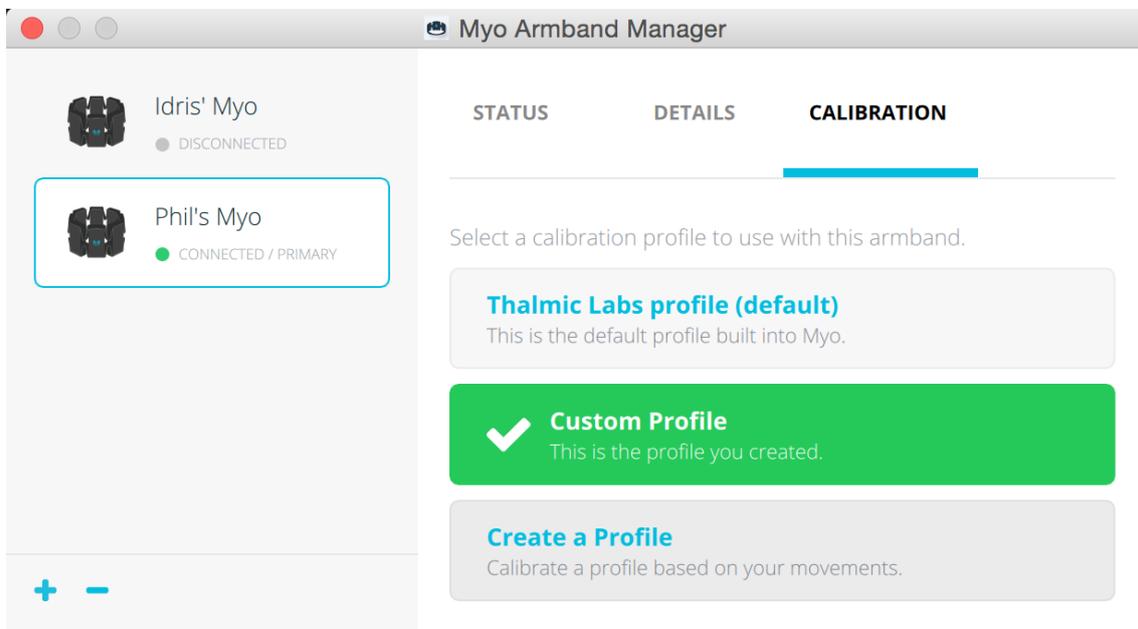
⁴² Imagen obtenida de: <http://developerblog.myo.com/myo-bluetooth-spec-released/>. Última visita: 15/08/2017



43

Ilustración 43: Gestos reconocidos

El equipo también le da la posibilidad al usuario de configurar estos gestos de acuerdo con su capacidad de reproducirlos. Es decir, si al realizar el movimiento de “Wave Out” el equipo y/o computadora no responden, puede ser que el perfil que viene de fábrica tenga los valores mínimos de sensado de actividad mioeléctrica muy altos para la actividad que tu antebrazo es capaz de generar. Para solucionar esto, el brazalete permite la configuración de un perfil personalizado (“Custom Profile”) donde paso a paso se va indicando al usuario los gestos a realizar a medida que va tomando referencia de los mismos [36].



44

Ilustración 44: Perfil personalizado

Otra ventaja es que permite a los desarrolladores combinar estos gestos pre configurados y combinarlos con movimientos de brazo, con datos del IMU para crear nuevos gestos [36].

Los controles del Myo pueden ser bloqueados, mediante un simple gesto. Esto permite al usuario evitar activaciones accidentales. Es posible configurar el dispositivo para que esté siempre desbloqueado, o poder bloquearlo manualmente con algún gesto personalizado. Por defecto, el Myo se encontrará

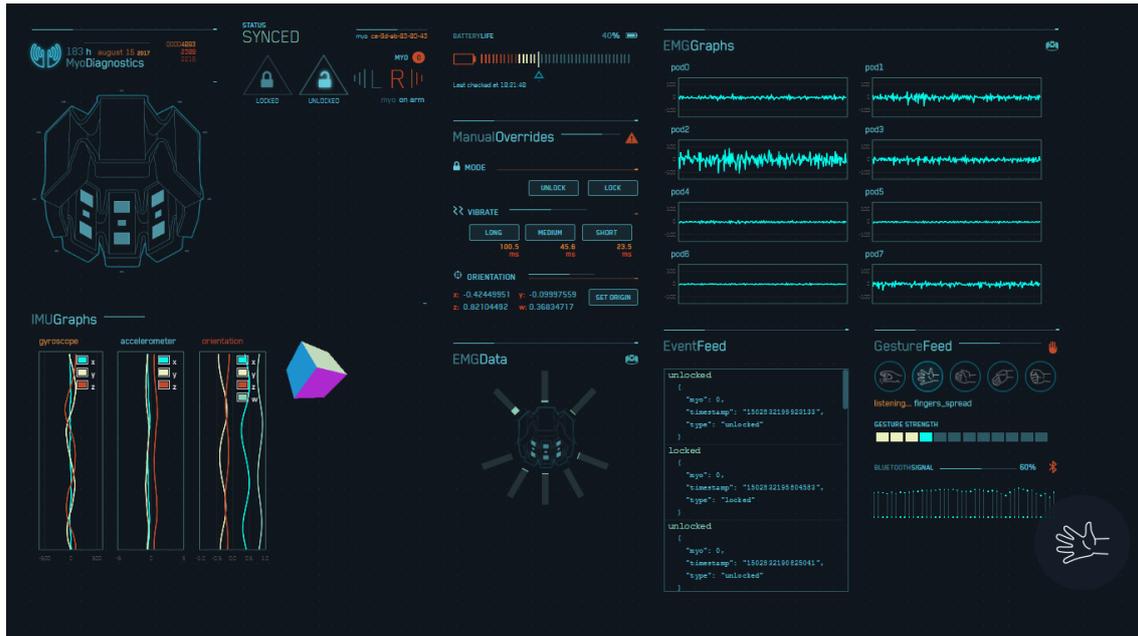
⁴³ Imagen obtenida de: <https://www.myo.com/techspecs>. Ultima visita el: 15/08/2017.

⁴⁴ Imagen obtenida de: <http://blog.thalmic.com/tips-and-tricks-for-using-myo/>. Ultima visita el: 15/08/2017.

bloqueado mientras no se realice el gesto de desbloqueo, y se bloqueará nuevamente luego de tres segundos de inactividad [37].

1.4.4. Características de la señal enviada

El Myo cuenta con una página de diagnóstico propia, donde es posible observar cada señal enviada desde el dispositivo, así como también estado de batería, intensidad de señal Bluetooth, transmisión de eventos y un canal del gesto que se detecta en el momento.



45

Ilustración 45: Página de diagnóstico del Myo

Entre las señales que se pueden observar de manera simultánea, se tiene los ocho canales de EMG, así como los diez canales enviados de IMU. Las siguientes capturas muestran las señales EMG captadas por el dispositivo mientras se realizaban los distintos gestos determinados por Thalmic Labs. <Capturas de pantalla de diagnostics>. Es de nuestro entender, que internamente el Myo procesa estas señales y las compara con determinados patrones combinando los distintos sensores para determinar que gesto es el que se está realizando. Sin embargo, el desarrollador no menciona de qué manera específica el Myo reconoce gestos [38].

1.4.5. Centro de aplicaciones

La empresa Thalmic Labs ofrece un centro de aplicaciones, “Myo Market” como ellos lo llaman, en donde se encuentran más de 100 aplicaciones (apps) y conectores para el brazalete. En esta plataforma cada programador

⁴⁵ Imagen obtenida de: <http://diagnostics.myo.com/>. Última visita el: 15/08/2017.

independiente puede subir su aplicación, ya sea para Apple, Windows, Linux o Android, la cual pueden ofrecer de manera gratuita o con carga.

En este mercado se encuentran apps que van desde controlar un Power Point, hasta para manipular un Dron determinado. En la pestaña de cada una, se explica brevemente qué representa cada uno de los gestos mientras se la está utilizando.

Myo Duino

Es un programa para establecer la comunicación serie hacia Arduino. Este programa envía información formateada de la pose hacia el Arduino que está conectado a la computadora. También incluye una librería para permitir una programación rápida y fácil [39].

1.5. Impresión 3D

La impresión 3D o fabricación aditiva es el proceso de transformar objetos sólidos tridimensionales a partir de un archivo digital.

El objeto se consigue mediante procesos aditivos, es decir colocando capas sucesivas de material hasta que se crea el objeto. Estas capas pueden ser vistas como una sección transversal finamente cortada del objeto [40].

La impresión 3D cuenta con varias ventajas por sobre los métodos de fabricación tradicionales, aunque es poco probable que los remplace por completo, ya que ofrece un diseño rápido, con alta precisión de un material funcional [41].

Una de las ventajas principales de este método, es la velocidad con la que se producen piezas, ya que en tan solo un par de horas uno puede contar con el objeto listo. Esto permite un gran ahorro de tiempo ya que los métodos tradicionales pueden tomar días o semanas en concebir un prototipo [41].

Además, estas máquinas de fabricación completan un objeto en un solo paso, sin interacción del operador de la máquina durante la construcción. Esto reduce la dependencia de diferentes procesos de fabricación que tienen los métodos tradicionales, dando mayor control al diseñador sobre el producto final [41].

Por otro lado, los costos de fabricación son notoriamente menores, ya que las máquinas de escritorio utilizan la misma energía que una computadora portátil, las bobinas de filamento no son costosas y la mano de obra es mínima, tan solo requieren de un operador para iniciar la fabricación [41].

La impresión 3D implica una reducción en los riesgos, ya que un prototipo defectuoso puede tener un gran impacto económico. Este método de construcción permite verificar diseños mediante la impresión de prototipos antes de invertir en equipos de fabricación costosos [41].

En adición, no hay restricciones en cuanto ángulos de tiro, cortes inferiores y acceso a herramientas al imprimir en 3D, mientras que si lo hay en la fabricación tradicional. Las restricciones de la impresión están relacionadas con las características de tamaño mínimo que se pueden imprimir con precisión. Esto permite gran libertad de diseño [41].

La personalización es un aspecto que tiene la impresión 3D que los métodos tradicionales no poseen. Las tecnologías de fabricación de aditivos sobresalen en la construcción de piezas individuales por lo que permite modificarlas a gusto. Esta ventaja es muy aplicada en la industria médica y dental [41].

Con respecto a la accesibilidad, la impresión 3D ha crecido de manera rápida, por lo que es sencillo acceder a una impresora. Tan solo en 2015, más de 270.000 impresoras valoradas en menos de US\$5000 fueron vendidas [41].

Por último, la impresión 3D tiene muy poco residuo de materia prima, ya que la impresora solo utiliza el material necesario para construir una pieza. Otros métodos, como el torneado CNC, eliminan material a partir de un bloque inicial, lo que lleva a gran pérdida de materia prima [41].

1.5.1. Principio de funcionamiento

La impresión 3D comienza a partir de un modelo 3D en una computadora. Este puede ser obtenido desde cero utilizando software de diseño, generando un CAD (Computer Aided Design), o utilizando un escáner 3D, el cual genera una copia digital de un objeto físico [40].

La impresión 3D cuenta con tres etapas: el modelado 3D, el slicing y la impresión en si [40].

Modelado 3D

El modelado 3D es el proceso de desarrollar una representación matemática de cualquier objeto tridimensional a través de un software especializado [42].

Existen varios softwares de diseño disponibles, tanto industriales cuyas licencias cuestan miles de dólares por año, como software open Source gratuitos. Los más utilizados son SolidWorks, Inventor, Catia, entre otros [40].

Los softwares de diseño están hechos a medida para satisfacer las funciones que requiere el usuario, por lo que existen una gran cantidad de distintos softwares dirigidos a distintos nichos [40].

Una vez obtenido el modelo 3D, es necesario prepararlo para que pueda ser impreso [40].

Slicing

El slicing es dividir o fragmentar el modelo en miles de capas horizontales [40]. En este proceso se genera un código conocido como G-code, el cual la impresora puede reconocer e interpretarlo para transformarlo en el objeto a imprimir.

En este momento, es posible seleccionar o ajustar los parámetros de impresión. Estos varían entre espesor de capa o resolución, cantidad de perímetros, velocidad de impresión y relleno, que puede ser desde 0% (hueco) a 100% (sólido), con una serie de entramados intermedios. Estos parámetros van a determinar la calidad del objeto impreso, así como la cantidad de material utilizado y el tiempo requerido.

El software requerido para el slicing puede estar contenido en un mismo software de diseño, así como también es posible que una impresora requiera de una herramienta específica para lograrlo [40].

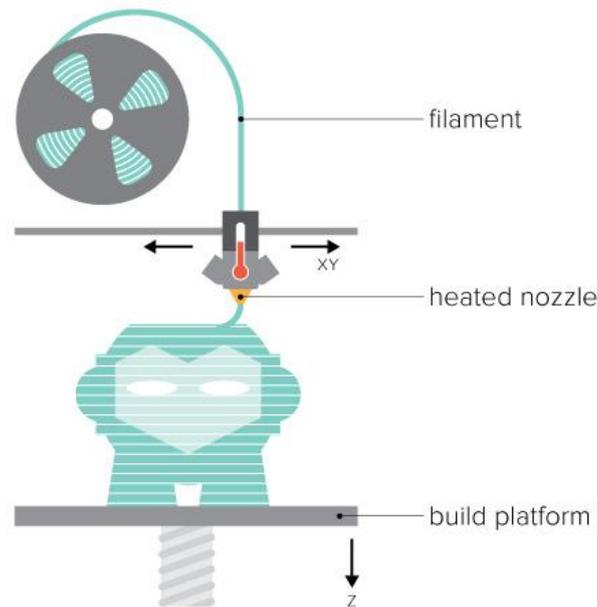
Una vez que el modelo es “sliceado”, está listo para ser enviado a la impresora. Esto puede realizarse mediante una conexión USB, una memoria SD o una conexión Wi-Fi, y depende de que impresora se tiene [40].

Impresión 3D

Todas las tecnologías de impresión 3D crean objetos físicos capa a capa, pero cada una utiliza un método propio. A continuación, se detallan las distintas tecnologías de impresión [43].

Modelado de deposición por fusión (FDM)

El proceso de impresión FDM comienza con el filamento, una cadena de material sólido. Este es guiado desde un carrete unido a la impresora, hacia una boquilla caliente que funde el material, conocido como extrusor. Una vez fundido el material, es extruido sobre una cama con una trayectoria definida en el slicing, e instantáneamente se enfría y se solidifica, sirviendo de base para la siguiente capa de material [43].



46

Ilustración 46 - Esquema de la tecnología FDM

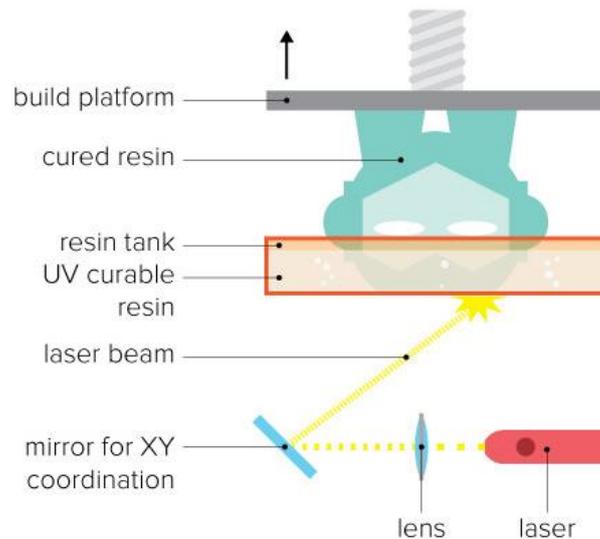
El FDM es una gran opción para prototipado rápido y de bajo costo, ofreciendo una amplia variedad de materiales plásticos como el ABS, PLA y nylon, así como también mezclas de carbono, bronce o madera. Este método permite fabricar productos funcionales con electrónica incorporada y partes mecánicas tales como drones. Sin embargo, el FDM no es recomendado para diseños más complejos [43].

Estereolitografía y procesamiento de luz digital (SLA y DLP)

Ambas la estereolitografía como el procesamiento de luz digital crean objetos a partir de una resina líquida la cual es fotopolímera, utilizando una fuente de luz para solidificar el material líquido [43].

Este método utiliza un tanque translúcido lleno de resina líquida en la cual se sumerge una plataforma de construcción. Luego una luz situada en la máquina mapea cada capa del objeto a través de la pared inferior del tanque, y solidificando así el material. Al terminar la capa, la plataforma se eleva, permitiendo que una capa de resina fluya por debajo del objeto. Esto se repite hasta que se completa el objeto modelado. La diferencia entre el SLA y el DLP es que el SLA utiliza un láser como fuente de luz mientras que el DLP, un proyector [43].

⁴⁶ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17



47

Ilustración 47 - Esquema de la tecnología SLA

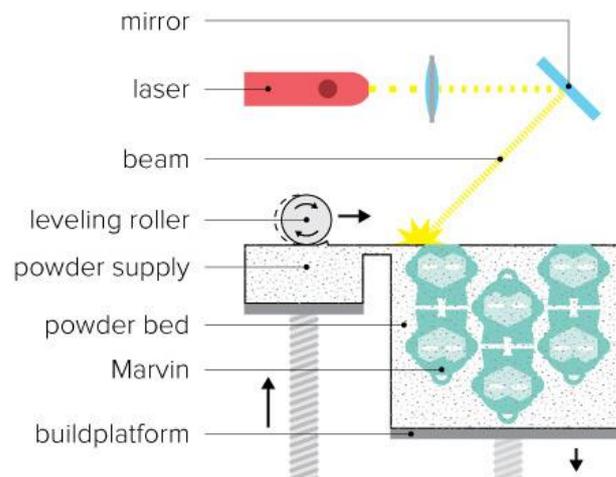
Este tipo de tecnología está disponible para impresoras de escritorio, aunque se limitan a resinas. Aun así, han aparecido nuevas variedades de materiales que le proporcionan mayor fuerza o flexibilidad a los objetos. Estas impresoras producen acabados precisos de superficie lisa, por lo tanto, son utilizados para esculturas, moldes y prototipos detallados. No son recomendadas para imprimir objetos grandes [43].

Sinterización láser selectiva (SLS)

La sinterización láser selectiva utiliza un láser para fundir y solidificar capas de material en polvo en objetos terminados [43].

Estas impresoras tienen dos camas llamadas pistones donde se asientan el lecho de impresión y un lecho que contiene polvo. Para el proceso de impresión, un láser mapea la primera capa del objeto en el polvo, el cual se va fundiendo o sinterizando. Una vez que se ha solidificado una capa el lecho de impresión desciende mientras que el que contiene polvo asciende, mientras un rodillo agrega una nueva capa de polvo por encima del objeto. El proceso se repite hasta que el objeto deseado haya sido completado [43].

⁴⁷ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17



48

Ilustración 48 - Esquema de la tecnología SLS

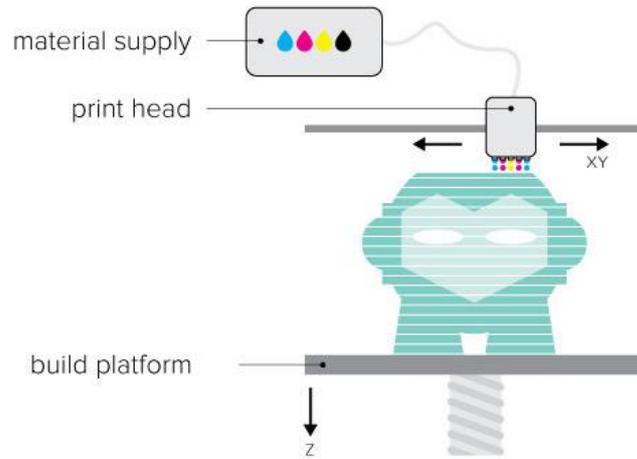
El SLS es utilizado en aplicaciones industriales principalmente, aunque han aparecido algunas versiones de escritorios. Este método es utilizado para producción de prototipos funcionales y piezas, así como productos finales. La gran ventaja de este método es que el diseño tiene completa libertad ya que el polvo no fundido actúa como soporte de la estructura. Sin embargo, los objetos terminados requieren más tiempo para enfriarse lo que se traduce en tiempos de entrega mayores. Los materiales utilizados con este método son plásticos como poliamidas, poliestirenos y elastómeros termoplásticos [43].

Jetting o inyección de material (PolyJet y Multijet Modeling)

Estas son tecnologías de inyección de material, y son similares a la impresión por chorro de tinta, con la diferencia que, en vez de inyectar gotas sobre papel, inyectan capas de fotopolímero líquido en una bandeja de construcción y curan instantáneamente con luz ultravioleta [43].

La impresión comienza cuando el cabezal inyecta material líquido en la bandeja de construcción, siendo curados instantáneamente por una luz UV que los sigue. A medida que se repite el proceso, las capas delgadas se acumulan creando un objeto preciso. En caso de necesitar soporte, el cabezal inyecta un material removible similar a un gel [43].

⁴⁸ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17



49

Ilustración 49 - Esquema de la tecnología Jetting

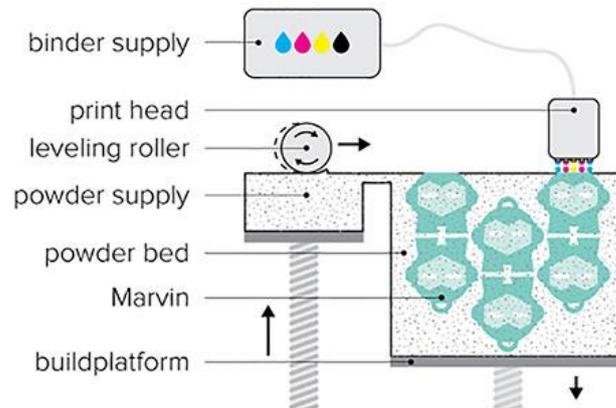
Este método es utilizado en impresoras industriales, permitiendo crear prototipos realistas y funcionales con detalles finos y mucha precisión. Esta tecnología es la más precisa en la actualidad, teniendo capas de hasta 16 micras. Entre los materiales utilizados, son fotopolímeros líquidos que pueden proporcionar diversas propiedades como dureza, flexibilidad e incluso transparencia [43].

Binder jetting o inyección aglomerante

La tecnología para inyección aglomerante es similar a la SLS, ya que utiliza capas delgadas de material en polvo para construir el objeto, pero en lugar de sinterizar las capas con un láser, utiliza un agente aglutinante para unir el polvo [43].

El cabezal extiende el agente aglutinante a través de la primera capa del objeto uniendo el polvo. Cuando finaliza la primera capa, el lecho de impresión desciende, y un rodillo agrega una fina capa de polvo sobre el objeto. Luego de finalizada la impresión, el objeto debe ser limpiado, y recubierto con pegamento adhesivo para darle resistencia y evitar que se decolore [43].

⁴⁹ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17



50

Ilustración 50 - Esquema de la tecnología Binder Jetting

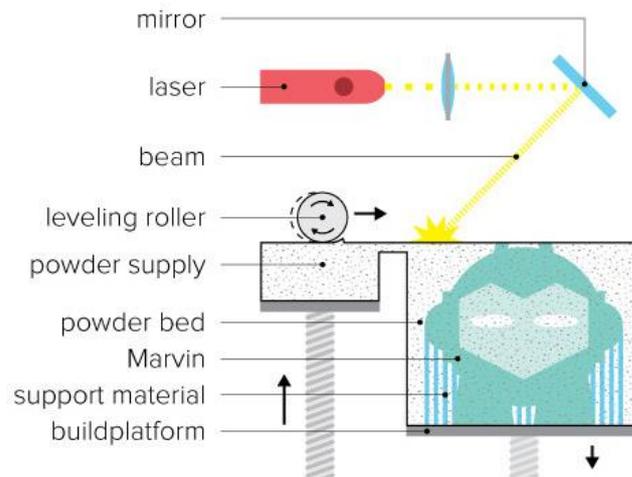
Esta tecnología se utiliza en impresión industrial, siendo la arenisca el principal material. El proceso de impresión requiere menos energía que otros métodos, pero sus impresos son más débiles. Esta tecnología es muy popular para modelos arquitectónicos y esculturas realistas. Al igual que el SLS, el polvo sin fundir es utilizado como soporte a la estructura [43].

Fusión selectiva de láser (SLM) y fusión de haz de electrones (EBM)

La SLM y EBM son las tecnologías de impresión 3D de metal más comunes. Como el SLS, los objetos se crean a partir de capas de polvo, que son fusionadas selectivamente por una fuente de calor. Como el metal funde a temperaturas más altas, se requiere un láser de alta potencia (SLM) o un haz de electrones (EBM) [43].

Como el SLS, la máquina distribuye polvo metálico sobre la plataforma de construcción que se funde selectivamente hasta finalizar la capa. Luego la plataforma de construcción baja, y un rodillo recubre con polvo la pieza. Esto se repite hasta que el objeto esté terminado. En este caso, las estructuras requieren soporte que anclan el objeto y las estructuras sobresalientes a la plataforma de construcción, y permiten la transferencia de calor lejos del polvo fundido. El SLM tiene lugar un ambiente de bajo oxígeno, mientras que EBM en vacío, evitando así las tensiones térmicas y las deformaciones [43].

⁵⁰ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17



51

Ilustración 51 - Esquema de la tecnología SLM

Estas tecnologías son utilizadas en impresión industrial, siendo consideradas las mejores de la fabricación de objetos por aditividad y superposición de capas. Son muy utilizadas en industria aeronáutica, automotriz y sanitaria. Estas impresoras permiten la construcción monolítica, la miniaturización y reducción de masa. Las impresiones son comparables con las piezas tradicionalmente fabricadas en cuanto composición química, propiedades mecánicas y microestructura [43].

Los metales utilizados son varios, incluyendo aleaciones de acero, titanio, aluminio, cobalto-cromo y níquel [43].

1.5.2. Materiales

A continuación, se analizará un breve estudio de los materiales plásticos más utilizados con la tecnología FDM, realizado por la empresa 3D Matter. Estos materiales son PLA, ABS, PET, Nylon, TPU y PC [44].

Para el estudio, se utilizaron los siguientes criterios de decisión:

- Facilidad de impresión (Ease of printing)
- Calidad visual (Visual quality)
- Máximo Esfuerzo (Max Stress)
- Elongación a la rotura (Elongation at break)
- Resistencia al impacto (Impact resistance)
- Adherencia de la capa (Layer adhesión)
- Resistencia al calor (Heat Resistance)

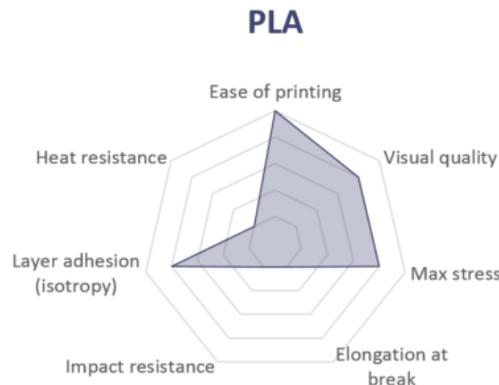
Es importante recalcar que ningún plástico es bueno o malo en sí mismo, sino que cada uno tiene ciertas aplicaciones [44].

⁵¹ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. Última visita a la página: 27/09/17

Cada material fue clasificado según los criterios mencionados en una escala de 1 a 5 siendo 5 lo más alto [44].

Ácido Poliláctico o PLA

El PLA es el polímero más fácil de imprimir, proporcionando una buena calidad visual. Es rígido y fuerte, pero bastante quebradizo. Además, es biodegradable, inodoro y tiene buena resistencia UV. Puede ser lijado y pintado con acrílicos. Sin embargo, tiene baja resistencia a la humedad y no se pega fácilmente [44].



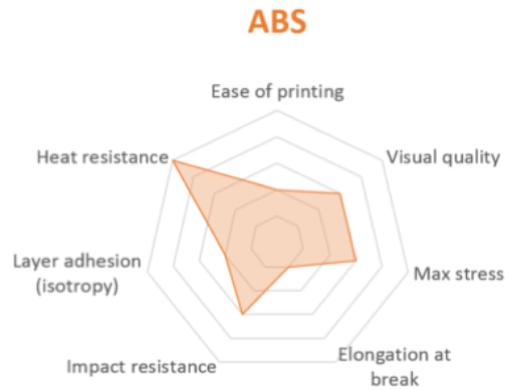
52

Ilustración 52 - Perfil material del PLA

Acrilonitrilo butadieno estireno o ABS

El ABS presenta mayor resistencia a la temperatura y mayor tenacidad que el PLA. Tiene buena resistencia a la abrasión y puede ser post-procesado tanto con vapores de acetona, como con papel de lija y acrílicos. La acetona puede ser utilizado como pegamento fuerte. Por otro lado, es sensible a los rayos UV, tiene olor a imprimir, y puede emitir humos [44].

⁵² Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

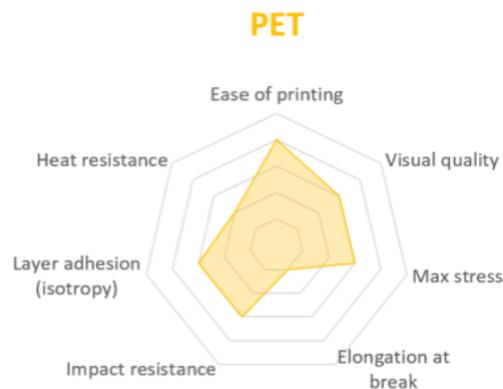


53

Ilustración 53 - Perfil material del ABS

Tereftalato de polietileno PET

El PET es un polímero más suave, bien redondeado con algunas propiedades adicionales. Fue aprobado por la FDA, tiene alta resistencia a la humedad, a la abrasión y química. Es reciclable y se puede pegar. Además, puede ser lijada y pintada con acrílicos [44].



54

Ilustración 54 - Perfil material del PET

Nylon

El Nylon posee grandes propiedades mecánicas, siendo el plástico no flexible con mejor resistencia al impacto. Sin embargo, tiene muy baja isotropía, o adhesión de capa. Cuenta con buena resistencia química, pero baja resistencia a la humedad y puede emitir humos [44].

⁵³ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

⁵⁴ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

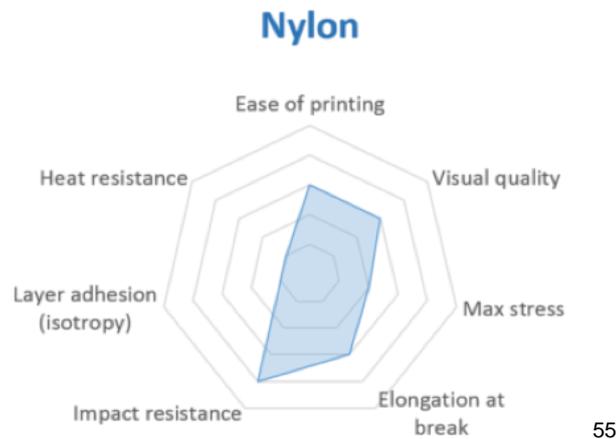
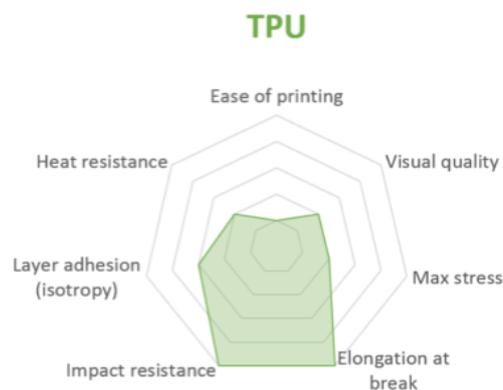


Ilustración 55 - Perfil material del Nylon

Elastómero termoplástico en base uretano o TPU

El TPU se utiliza para aplicaciones flexibles, por su gran resistencia al impacto. Además, tiene buena resistencia a la abrasión, al aceite y a la grasa. Sin embargo, es difícil de pegar y de post-procesar [44].



56

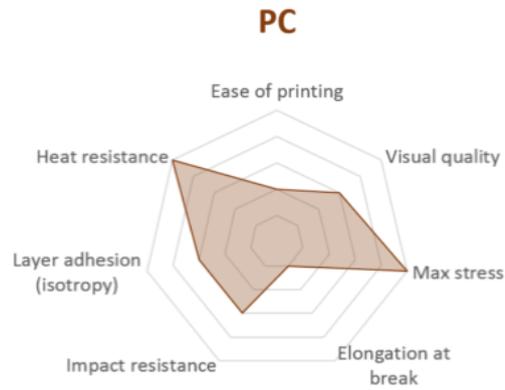
Ilustración 56 - Perfil material del TPU

Polycarbonato o PC

El PC es el plástico más fuerte, siendo una alternativa al ABS, ya que cuenta con propiedades similares. Es esterilizable y puede ser lijado. Es muy sensible a los rayos UV [44].

⁵⁵ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

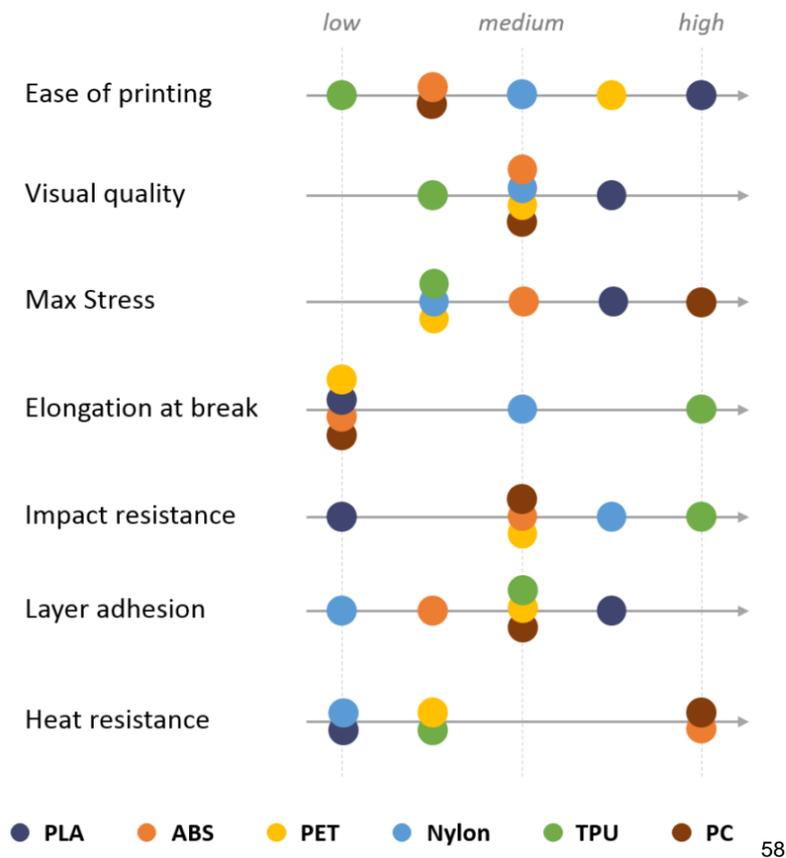
⁵⁶ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17



57

Ilustración 57 - Perfil material del PC

En la ilustración 58 se observa un resumen de los resultados obtenidos.



58

Ilustración 58 - Resumen de los resultados obtenidos

⁵⁷ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

⁵⁸ Imagen obtenida de <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. Última visita a la página: 27/09/17

1.6. Escaneo 3D

El escaneo 3D es una técnica de captura de la forma 3D de un objeto utilizando un escáner 3D. El resultado es un archivo 3D digital en una PC, el cual puede ser guardado y luego impreso [45].

Un escáner puede recolectar datos de un objeto, una persona o un ambiente. Algunos incluso pueden recoger datos de color y forma de manera simultánea, obteniendo una textura. Los archivos que se obtienen son compatibles con los softwares CAD y de impresión 3D, luego de un post procesado [45].



59

Ilustración 59 - Un médico forense escaneando un cráneo

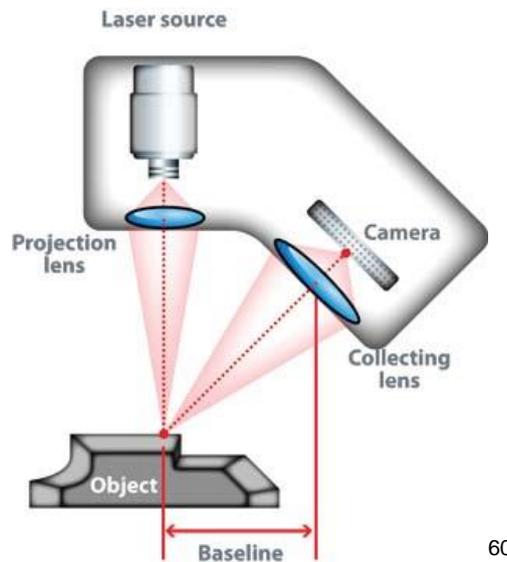
1.6.1. Tecnologías de escaneo 3D

Existen distintas tecnologías para escanear, cada una con sus limitaciones, ventajas y costos [45].

Triangulación láser

Los escáneres 3D que se basan en triangulación láser emiten una línea o punto láser el cual es reflejado por el objeto escaneado. La nueva trayectoria es recogida por un sensor, y a partir de la triangulación trigonométrica, el sistema puede calcular el ángulo de desviación. Este ángulo está directamente relacionado con la distancia entre el objeto y el escáner. Así, el escáner 3D puede crear una superficie, luego de obtener suficientes distancias [45].

⁵⁹ Imagen obtenida de <http://imprimalia3d.com/noticias/2016/11/24/008270/esc-ner-3d-polic-antropolog-forense>. Última visita a la página: 28/09/17.



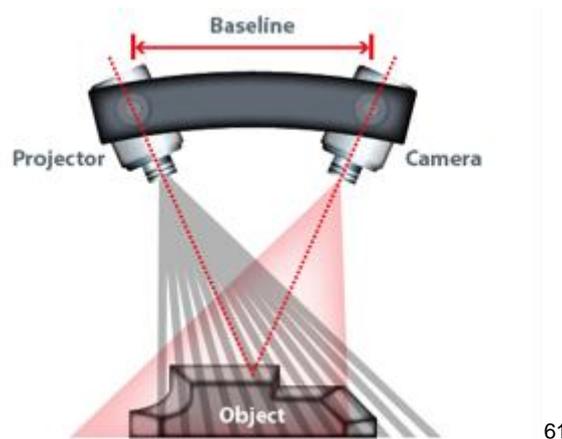
60

Ilustración 60 - Esquema de la tecnología de escaneo por triangulación láser

Esta tecnología tiene gran resolución y precisión, sin embargo, es muy sensible a las características de la superficie del objeto, particularmente si son muy brillantes o transparentes [45].

Luz estructurada.

Esta tecnología utiliza la triangulación trigonométrica al igual que la triangulación láser, con la excepción que utiliza proyecciones de patrones lineales de luz sobre el objeto. De esta manera, el sistema examina los bordes de cada línea en el patrón y calcula la distancia desde el escáner a la superficie del objeto [45].



61

Ilustración 61 - Esquema de la tecnología de escaneo por luz estructurada

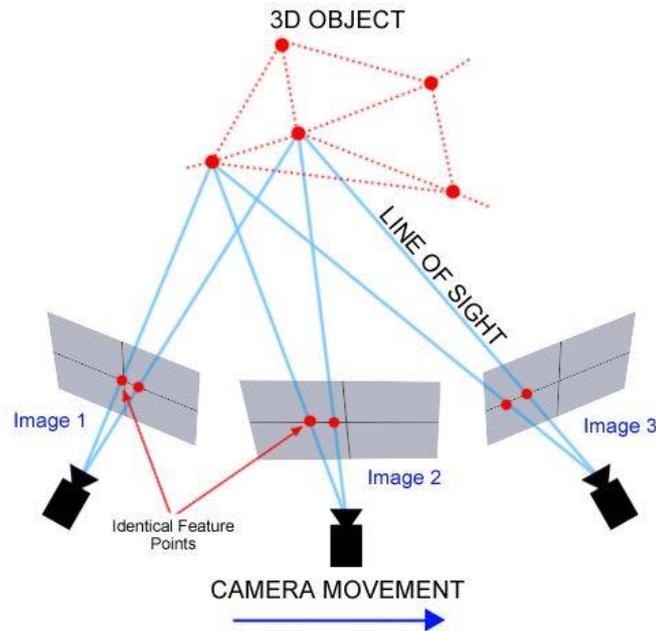
⁶⁰ Imagen obtenida de <http://3dscanningservices.net/blog/need-know-3d-scanning/>. Última visita a la página: 28/09/17.

⁶¹ Imagen obtenida de <http://3dscanningservices.net/blog/need-know-3d-scanning/>. Última visita a la página: 28/09/17.

La luz estructurada cuenta con la ventaja de ser veloz, además de tener buena resolución. Por otro lado, es muy sensible a las condiciones de iluminación, por lo que trae problemas a la hora de trabajar en exteriores [45].

Fotogrametría

La fotogrametría es la ciencia de realizar mediciones a partir de fotografías. Esta se basa en analizar varias fotografías de un objeto estático, tomadas desde diferentes puntos de vista detectando que pixeles corresponden a un mismo punto físico [45].



62

Ilustración 62 - Esquema de la fotogrametría

La principal ventaja de la fotogrametría es la precisión y velocidad de adquisición. También es capaz de reconstruir objetos o sujetos de varias escalas. Aunque también es muy dependiente de la resolución de las fotografías de entrada [45].

Escaneo 3D basado en el contacto

También conocido como digitalización, la tecnología de contacto para escaneo 3D implica un tacto físico de la sonda con el objeto, mientras este se mantiene firme en su lugar. La sonda está unida a un brazo articulado capaz de recoger todas sus configuraciones y ángulos para una mayor precisión. Estas máquinas son conocidas como Máquinas de Medición Coordinadas [45].

⁶² Imagen obtenida de <https://thehaskinssociety.wildapricot.org/photogrammetry>. Última visita a la página: 28/09/17.



Ilustración 63 - Máquina de medición de coordenadas

Esta tecnología permite escanear superficies brillantes o transparentes con mucha precisión. Sin embargo, este método toma mucho tiempo y no es adecuado para trabajar con formas orgánicas [45].

Escáneres 3D basados en pulso láser

Esta tecnología mide cuanto demora un pulso láser en golpear un objeto y regresar, por lo que también se los llama escáneres de tiempo de vuelo. Como la velocidad de la luz es conocida, se calcula la distancia entre el escáner 3D y el objeto a partir del tiempo que demora el láser en hacer el recorrido. Debido a que cada medida recoge un punto, el láser debe recorrer los 360° alrededor del objeto, por lo que el escáner suele tener un espejo que cambia la orientación del láser [45].



Ilustración 64 - Esquema de la tecnología de escaneo por pulso láser

Los escáneres de láser de pulso 3D son capaces de escanear objetos muy grandes, aunque demoran bastante tiempo [45].

⁶³ Imagen obtenida de <https://gomeasure3d.com/blog/reverse-engineering-workflow-scan-to-cad/>. Última visita a la página: 28/09/17

⁶⁴ Imagen obtenida de <http://3dscanningservices.net/blog/need-know-3d-scanning/>. Última visita a la página: 28/09/17.

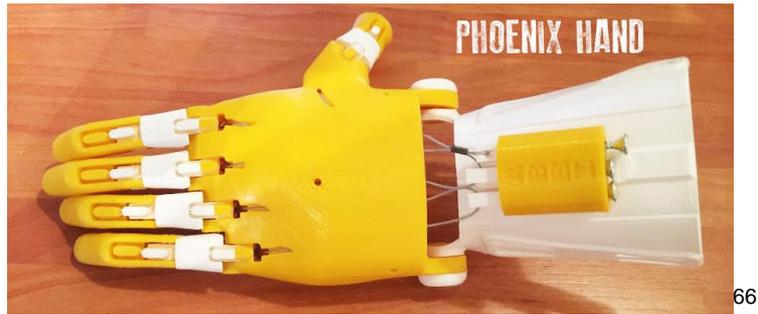


Ilustración 66 - "Phoenix hand", uno de los modelos de la comunidad E-nable

Con respecto a las prótesis mioeléctricas de miembro superior, tres empresas lideran la vanguardia tecnológica de este rubro. Estas empresas son Ottobock, con su prótesis "Bebionic"; Touch bionics con la "I-limb" y DARPA con la "LUKE arm".

Ottobock es una empresa alemana con carácter internacional, que comercializa productos médicos desde hace más de 95 años. Cuenta con varios modelos de prótesis de miembro superior, tanto cosméticas, como mecánicas y mioeléctricas. Su modelo más avanzado es la "Bebionic", una prótesis mioeléctrica que cuenta con motores individuales en cada dedo, 14 patrones de agarre seleccionables y control de velocidad proporcional. Además, cuenta con posiciones de pulgar seleccionables y un sistema de "auto grip", que detecta cuando un elemento está siendo sostenido y asegura el agarre para evitar la caída de este. Tiene dedos plegables que dan una apariencia natural y que pueden soportar hasta 45 kg [49]. El precio de la Bebionic ronda los U\$S 35.000.



Ilustración 67 - "Bebionic" de Ottobock

⁶⁶ Imagen obtenida de <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/>. Última visita a la página: 2/10/17

⁶⁷ Imagen obtenida de <https://www.reliance.co.uk/en/news/171/miniature+actuation+solutions+for+steeper%E2%80%99s+bebionic+hand>. Última visita a la página: 2/10/17

Touch bionics es una empresa escocesa creada en 1963, con carácter internacional, que comercializa prótesis mioeléctricas, conocidas como “i-limb” [50]. Su modelo más avanzado, la “i-limb Quantum” utiliza cuatro métodos de control para la prótesis: mediante gestos, a través de su aplicación, con actividad muscular y con sensores de proximidad. Además, cuenta con 24 agarres distintos pre programados y permite personalizar hasta 12 nuevos. Tiene un sistema de “Auto-grasp” similar al “auto grip” de la “bebionic” que evita la caída de los elementos sostenidos [51]. Por último, esta empresa ofrece diversos accesorios, como dígitos de titanio que aumenta la capacidad de carga de la prótesis en un 50%, una muñeca articulada que le da a la prótesis la posibilidad de flexionarse entre 40° y -40° y cubiertas de silicona que imitan la piel humana [52]. Este modelo de prótesis cuesta alrededor de U\$S 120.000.



68

Ilustración 68 - "i-limb Quantum" de Touch Bionics

Por último, DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) es una agencia del Departamento de Defensa de Estados Unidos, que desarrolla tecnologías de uso militar. Esta agencia creó una prótesis mioeléctrica la cual está basada en el brazo biónico del personaje de Star Wars, Luke Skywalker (razón por la cual es conocida como “The Luke hand”). Esta prótesis fue diseñada pensando en los veteranos de guerra que fueron amputados en algún conflicto militar, pero esta lista para ser comercializada [53]. Las prótesis son fabricadas por la empresa Mobius Bionics LLC y cuenta con seis agarres seleccionables y el control de varias articulaciones, que son controladas por información enviada de manera inalámbrica por sensores en los pies del usuario. Además, el carácter modular de la prótesis permite que sea modificada para usuarios con distintos niveles de amputación [54]. “The Luke Arm” cuenta con 10 grados de libertad, que incluyen un hombro motorizado, rotador humeral y

⁶⁸ Imagen obtenida de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-quantum>. Última visita a la página: 2/10/17

un flexor de muñeca con desviación cubital/ radial, que pueden ser movidas al mismo tiempo. También cuenta con feedback de la fuerza de agarre y protección contra la lluvia y el polvo [55].



69

Ilustración 69 - "The Luke arm" de DARPA y Mobius Bionics

⁶⁹ Imagen obtenida de <http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html>. Última visita a la página: 2/10/17.

Capítulo 3: Diseño e implementación

En el presente capítulo se aborda el diseño e implementación de la prótesis, tanto en hardware como en software. A la misma, la hemos llamado “ARMYO” (“ARM” brazo en inglés, “MYO” dispositivo de medición”), por lo que a partir de ahora nos referiremos a ella de esa manera.

Para poder realizar un dispositivo acorde y para descubrir futuros errores o complicaciones, el diseño e implementación de la prótesis se han desarrollado en base a una prótesis prototipo, a la cual nos referiremos como prototipo. Éste fue tomado de la página Thingiverse, una red Open Source, donde los usuarios suben trabajos, diseños, proyectos, en formato STL para que otra persona pueda descargarlos e imprimirlos en 3D. El prototipo consta de un antebrazo con la mano, cuya extremidad posee todas las articulaciones en sus dedos.



Ilustración 70 – Prototipo impreso utilizado

ARMYO fue testeado y evaluado en una paciente de sexo femenino, la cual posee una amputación bajo codo, producto de una malformación congénita (agenesia). Las pruebas fueron realizadas en un marco de consentimiento informado (ver Anexo N°2: Consentimiento Informado). La misma fue rediseñada en SolidWorks, e impresa con una Geeetech Prusa I3 ProB, en PLA.

Si bien la prótesis funciona y está pensada como una sola cosa, internamente tiene diferentes bloques que se complementan. De esta manera, te-

Además del sensado mioeléctrico realizado por el dispositivo Myo, la mecánica del movimiento, el sensado con el entorno y el cono de enchufe del ARMYO.

3.1. Diagrama de bloques ARMYO

Los eventos principales para el control del ARMYO son el sensado de actividad mioeléctrica a partir del Myo, la transmisión de esta señal en un movimiento mecánico y la interacción con el entorno.

En la ilustración 70 se pueden ver de manera simplificada los distintos elementos que constituyen a la prótesis.

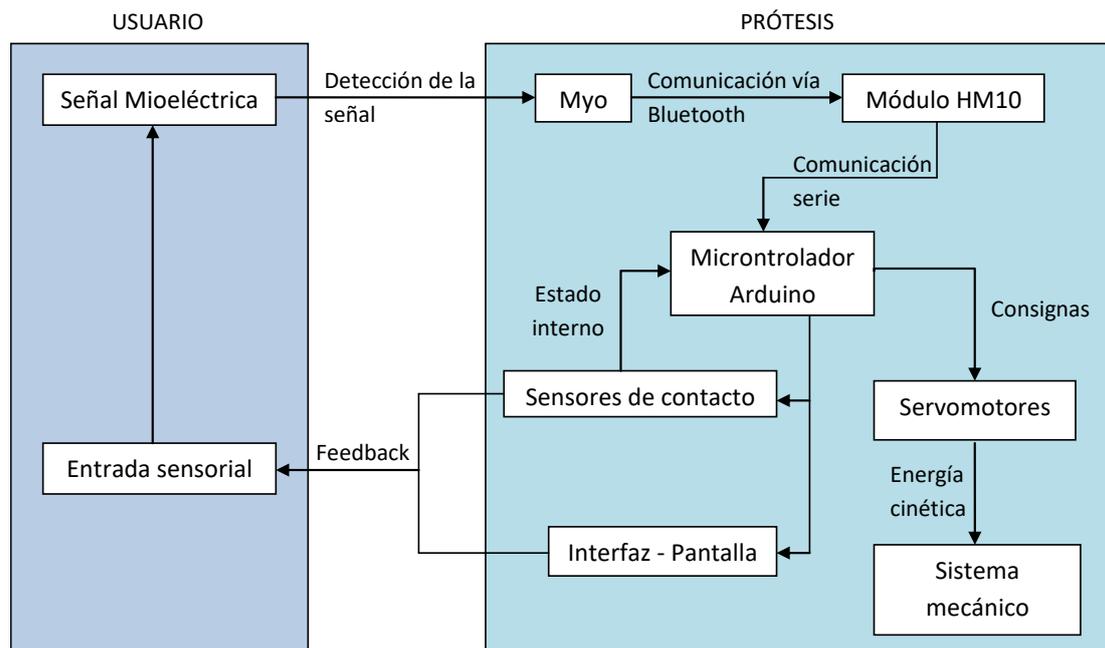


Ilustración 71 – Diagrama de bloques ARMYO. Principio de funcionamiento de la prótesis con sus elementos principales.

Dentro del diagrama de bloques solamente está contemplado el principio de funcionamiento de la prótesis, por lo que hay que mencionar, que resta la parte de diseño. En la sección 3.9 se profundizará en este aspecto, y se mencionarán las consideraciones tenidas en cuenta.

3.2. Normativas

Una normativa es un documento establecido por consenso y aprobado por un organismo reconocido que establece para usos comunes y repetidos, reglas, criterios o características para las actividades o sus resultados, que procura la obtención de un nivel óptimo de ordenamiento en un contexto determinado [56].

Aplicar una normativa al desarrollo de un producto asegura que el mismo sea seguro, viable y de buena calidad; y si a esto lo llevamos al trabajo, a la producción, las mismas son herramientas estratégicas que reducen costos mi-

nimizando tiempos y errores, incrementando también la productividad. Esto favorece a las empresas a introducirse en el mercado, facilitando el desarrollo y distribución a lo largo del mundo.

Cada país tiene su Organismo Nacional de Normalización, en Argentina es IRAM, Instituto Argentino de Normalización y Certificación. Pese a que cada país tiene uno organismo, existen también los de carácter internacional:

- ISO: International Standard Organization.
- IEC: International Electrotechnical Commission.
- IEEE: Institute of Electrical and Electronic Engineers.
- MERCOSUR: Comité Mercosur de Normalización.

En el mundo de la salud, las normativas juegan un papel importante, ya que no solamente aseguran la seguridad de las personas, sino que también son un eslabón clave para el comercio del producto.

Para que un producto pueda ser comercializado, necesita pasar por un proceso de aprobación final, el cual se llama homologación. Cuando se homologa se somete a la actividad (o su resultante) a la consideración de algún tipo de autoridad oficial que luego de verificar la coincidencia de aquella con las reglamentaciones técnicas vigentes, autoriza (o prohíbe) a su comercialización. Es un acto obligatorio, realizado para proteger a la comunidad de posibles agresiones o prácticas perjudiciales en el suministro de cualquier tipo de producto o servicio.

En argentina, el que se encarga de esto es ANMAT (Asociación Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología). Su función es garantizar que los medicamentos, alimentos y dispositivos médicos a disposición de la población, posean eficacia (cumplimiento del objetivo terapéutico, nutricional o diagnóstico), seguridad (alto coeficiente beneficio/riesgo) y calidad (respondan a las necesidades y expectativas de la ciudadanía).

Actualmente, en la Dirección de Evaluación de Productos Clasificados y/o Innovadores de la ANMAT, se está desarrollando una Guía 3D, para que aquellos productos médicos realizados con esta metodología puedan tener un mapa o protocolo de cómo realizar el proceso, acatando las normativas impuestas. Esta guía plantea dos pilares en la organización de la empresa que implementa la impresión 3D, los cuales son el Diseño y proceso de fabricación, el cual debe estar respaldado, y las pruebas de producto.

Para el Diseño y proceso de fabricación, plantean ciertos puntos que definen al producto y que forman parte del proceso de producción, y que a su vez son factores que se deben analizar antes de lanzar al mercado el producto:

1. Diseño:
 - a. A medida.

- b. Estándar.
- 2. Flujo de trabajo de software
 - a. Conversiones de Software (conversiones de formato de archivo)
 - b. Conversión a realidad. Impresión del archivo.
- 3. Controles de materiales
 - a. Material de partida.
 - b. Reciclaje de materiales.
- 4. Posprocesamiento
 - a. Limpieza
 - b. Recocido.
 - c. Mecanizado final.
- 5. Validación de procesos y actividades de aceptación.
 - a. Validación del proceso.
 - b. Revalidación.
 - c. Actividades de aceptación.
 - d. Piezas representativas.
- 6. Datos de calidad. Análisis de datos de calidad para identificar causas existentes y potenciales de productos fuera de especificación u otros problemas de calidad.

En el caso de prueba de productos, plantea lo siguiente:

- 1. Descripción del producto.
- 2. Pruebas mecánicas.
- 3. Mediciones dimensionales.
- 4. Caracterización del material.
- 5. Limpieza y Esterilización.
- 6. Biocompatibilidad.
- 7. Información adicional en el rotulado.
- 8. Glosario.

El proyecto de esta guía plantea un flujo de trabajo definido por el siguiente diagrama en bloque:

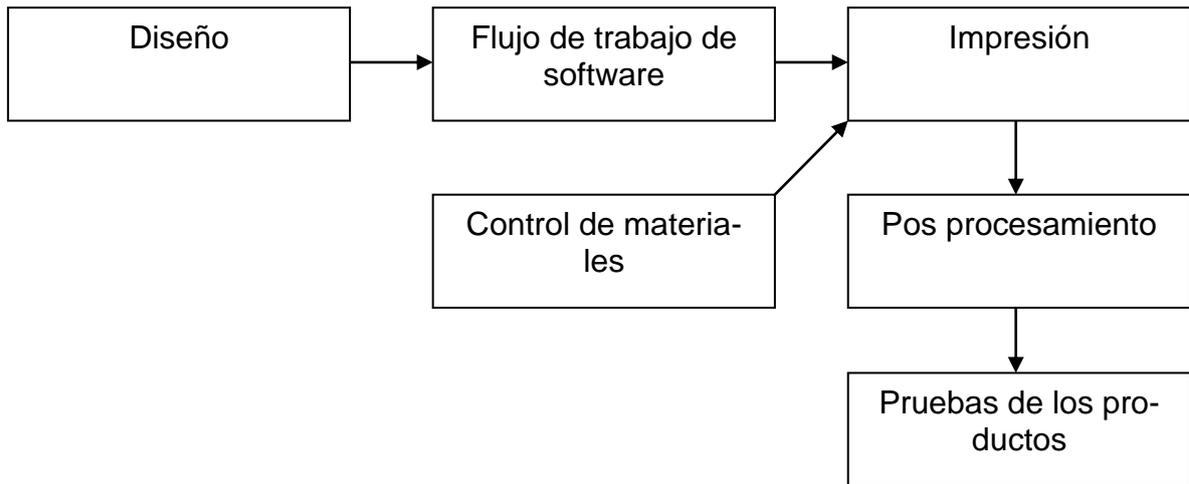


Ilustración 72 – Diagrama en bloque propuesto como estructura de trabajo por ANMAT.

3.2.1. Normas aplicables a ARMYO

Una prótesis mioeléctrica, debido a sus características, debe pasar ciertas normativas para poder ser comercializada.

La *ISO 10993-1*, es una norma que representa los requerimientos establecidos acerca de la evaluación biológica de dispositivos médicos. La misma brinda los estudios específicos a realizar a aquellos dispositivos que entren o no en contacto con el cuerpo humano, para determinar la potencial respuesta adversa biológica que puedan tener los mismos con el cuerpo humano, por lo cual es tomada como referencia en el ámbito protésico [57].

Esta norma establece una serie de tablas que permiten clasificar a la prótesis de acuerdo a sus características, y luego ver que evaluaciones se debe realizar para que puedan ser comercializadas (Ver Anexo N°1: Evaluación de Biocompatibilidad)

De acuerdo con la evaluación de biocompatibilidad que establece el Anexo N°1: Evaluación de Biocompatibilidad, el producto queda definido de la siguiente manera:

- Categoría: Dispositivo de superficie. No posee electrodos invasivos, solo de superficie, y el cono de enchufe está sobre la superficie.
- Contacto: Piel. Solo entra en contacto con la piel de la persona.
- Duración de contacto: tipo A – Limitada. (<24hs). Se utiliza durante el día, y por la noche se retira.

Con esta clasificación, nos queda que la prótesis debe tener evaluación de Citotoxicidad, Sensibilidad e Irritación o Reactividad Intracutánea para poder ser aprobada. Estos estudios se deberían realizar tanto al material de la prótesis como a los electrodos.

Al estar trabajando con un dispositivo comercial que ya cuenta con las certificaciones pertinentes, no es necesario realizar las evaluaciones a los electrodos.

Para que el material pase los exámenes de biocompatibilidad, no solamente se tiene que tener en cuenta cuál se utiliza, sino también los parámetros de impresión con los que se trabaje, ya que estos pueden producir un cambio químico en la composición del material. Para ello habría que verificar el proceso y luego estandarizarlo, haciendo controles continuos. El PLA (ácido poliláctico) es un material utilizado como andamio o soporte en aplicaciones de ingeniería en tejidos, lo que lo convierte en una potencial herramienta para la aplicación en prótesis.

En el marco regulatorio nacional, la ANMAT establece en la Resolución 191/99 y su complementaria 698/99 las Buenas Prácticas de Manufactura. Esto es, requisitos aplicables a la fabricación de productos médicos los cuales describen las buenas prácticas de fabricación (BPF) para métodos y controles utilizados en el diseño, compra, fabricación, embalado, rotulado, almacenamiento, instalación y asistencia técnica de todos los productos médicos. Los requisitos de esta norma están dirigidos a asegurar que los productos médicos sean seguros y eficaces. Además, como se ha mencionado anteriormente, se está trabajando en una guía 3D con requerimientos de producción, por lo que una vez finalizada habría que tenerla en cuenta.

A nivel MERCOSUR, una resolución que tiene fuerza de Ley es la Resolución GMC 20/11 la que es un reglamento técnico de buenas prácticas de fabricación de productos médicos y productos para diagnóstico de uso in vitro.

Si lo que estamos pensando en comercializar en Europa, la prótesis debería cumplir con la regulación CEE 93/42 relativa a productos sanitarios.

3.3. Evaluación de necesidades de la mano

Lo que define a la prótesis ARMYO es la capacidad de aplicación a un gran número de pacientes con amputación bajo codo, gracias al modo de calibración que tiene el dispositivo Myo. Recordemos que otra gran ventaja que presenta, es que permite agrupar los movimientos de a 4 en distintos modos, por lo que se podrían realizar un sinnúmero de movimientos.

Para poder realizar la prótesis, lo que se hizo fue analizar particularmente el caso de una persona, ver que necesidades tenía y luego satisfacerlas.

Como se mencionó anteriormente al inicio del capítulo, ARMYO fue probado y evaluado en una paciente de sexo femenino, la cual posee una amputación bajo codo en su brazo derecho, producto de una malformación congénita (agenesia).

En la presente sección se plantean las actividades que se pretendían realizar con la prótesis y luego la definición de articulaciones y dedos que tendrá.

3.3.1. Definición de movimientos

Para evaluar las principales necesidades o actividades que deseaba realizar la paciente se aplicaron dos métodos, uno que implicaba que la paciente realice una lista acerca de las tareas que quería realizar, y otro que fue el análisis del comportamiento y desempeño de la paciente con amputación en cada una de sus actividades diarias.

Actividades requeridas

En el primer caso, la paciente compartió a través de una lista las actividades o tareas que pedía realizar con la prótesis:

- Prensión
 - Para sostener tazas, vasos, mate.
 - Sostener un recipiente para batir con la otra mano.
 - Sostener plato para dar de comer al bebé.
 - Sostener mamadera para agregar leche con la otra mano.
 - Sostener el mango de sartén o utensilios de cocina (manipular para cocinar).
 - Sostener el tenedor para poder utilizar los cubiertos de forma convencional.
 - Sostener el celular para tipear con la otra mano.
 - Sostener un libro y poder pasar las hojas.
 - Para utilizar, manipular el mouse del pc.
 - Prensión para tomar el manubrio de la bicicleta y que funcione como equilibrio para poner recto el cuerpo.
 - Manipular cordones (atar los cordones, moños, etc.)
 - Para tomar el volante y manejar la palanca de cambios al conducir.
 - Sostener bolso o cartera liviana.
 - Manipular la escoba o mopa.
 - Jugar cartas.
 - Manipular broches y ropa para tender.
 - Tomar un extremo de cuerda para saltar.
 - Sostenerme el pelo al plancharlo o para recogerlo con prensas.
- Posición de tipeo para escribir en pc.

A partir de esto se realizó un agrupamiento de las actividades de acuerdo al tipo de movimiento que implicaría en la mano. Se observa que la gran mayoría de actividades son producto de una prensión, fina o gruesa.

Muchas de las tareas implican un movimiento similar que depende de cuánto uno cierra la mano, por lo que se hizo fue agrupar esas actividades como si fuera un solo movimiento, y se analizó como debería realizarlo la prótesis ARMYO. De esta forma, nos queda lo que se muestra en la tabla 3.

Tipo de actividad	Movimientos	Forma de realización
Prensión gruesa	Sostener vasos, taza, mamadera, mate.	Sensa un dedo y luego continúa el resto. Colocar dedo meñique por debajo.
	Sostener recipiente al batir.	Cierre de dedos hasta la mitad de su recorrido.
	Sostener sartén o utensilios de cocina, tenedor, manubrio de bici, bolso o cartera, manipular escoba.	Cierre de los cuatro dedos, y luego el dedo gordo.
	Sostener el celular.	Se cierra el meñique, anular y mayor. El índice sirve como apoyo. El pulgar se cierra a la mitad, al final de todo.
	Sostener libro.	Lo colocaría entre el pulgar y los 4 dedos. El pulgar semicerrado.
	Manejar palanca de cambios.	Cierre de meñique y anular al máximo, el resto hasta la mitad.
Prensión fina	Manipular cordones.	Cierre de índice y pulgar.
	Cartas.	Con los dedos índice, pulgar y mayor.
	Broches y ropa.	Cierre de índice y pulgar, pero con menos sensibilidad.
	Recogerse el pelo con hebillas.	Forma similar a broche.
Extensión índice	Tipeo. Para escribir en la PC.	Extensión del dedo índice. El resto cerrados.

Tabla 3 – División de actividades propuestas por la paciente de acuerdo con los tipos de movimientos.

La actividad “manejo de palanca de cambios” ha sido descartada para la aplicación en la prótesis, debido a que tiene un gran factor de riesgo que, al tratarse de un prototipo y de un trabajo integrador, no cuenta con las certificaciones pertinentes de manejo y control para poder realizar esta tarea. De todas formas, el usuario queda bajo su responsabilidad. (Ver Anexo N°2: Consentimiento informado)

Otras actividades fueron descartadas por una cuestión fisiológica. Es decir, al tener ella el brazo izquierdo como hábil, las tareas que requieren alta precisión solo las puede realizar con ese mismo brazo debido al desarrollo que tuvo durante su vida. Tratar de que con la prótesis realice actividades de este tipo implicaría un largo proceso de aprendizaje.

Desempeño diario

Como complemento a las actividades pedidas, se realizó una visita a la paciente en su casa, para visualizar el desempeño y la forma en que realiza las actividades diarias, y de esta forma descartar cualquier duda.

Se observó que el muñón que tiene en su brazo derecho lo utiliza mayoritariamente para la prensión de elementos grandes y pesados, como bolsas, bici fija, entre otras. También lo utiliza como medio de apoyo o soporte cuando tiene que realizar actividades con las dos manos, como batir, abrir enlatados o cosas a rosca.

A la hora de realizar estas actividades, se notó que la paciente debe inclinar su cuerpo debido a la baja longitud que presenta en la extremidad amputada. Esto acarrea problemas serios a largo plazo en la columna, que podrían afectar tanto al andar como para mantener erguido el cuerpo.

3.3.2. Definición de articulaciones y dedos

A partir de la definición de movimientos, se definieron la cantidad de articulaciones y dedos de ARMYO.

La paciente presenta la capacidad de realizar pronación y supinación con su antebrazo, lo que permite que pueda mover la prótesis más fácilmente para el levantamiento de objetos.

En la muñeca por su parte no presenta articulación, por lo que no puede realizar flexión, extensión y rotación de la misma. Esto no se realizó debido a que en primer lugar no eran sumamente influyentes para realizar las actividades propuestas, y luego por cuestiones de espacio para colocación de componentes.

En los dedos meñique y anular, se tiene la articulación interfalángica proximal, la articulación metacarpo falángica y la carpometacarpiana. La última

permite a estos dedos cerrarse en dirección hacia el centro de la palma para mejor sujeción de objetos.

Los dedos mayor e índice, presentan las mismas articulaciones que el meñique y el anular con excepción de la carpometacarpiana. En la porción distal de estos dedos, se encuentra el sensor de contacto FSR (Force Sensing Resistor) que permite sensar el estado de prensión de la prótesis.

El dedo pulgar posee la articulación metacarpo falángica y la carpometacarpiana (trapeciometacarpiana)

La articulación interfalángica distal de cada uno de los dedos no se ha tenido en cuenta debido a razones que serán explicadas en la sección 3.11.1. Evaluación del prototipo.

3.4. Evaluación del dispositivo Myo

Para comenzar a utilizar el dispositivo Myo como elemento de control, fue necesario realizar una evaluación completa del mismo ya que es la unidad más importante del proyecto. El brazalete sensa la actividad mioeléctrica del usuario y envía los datos a la placa, por lo tanto, es crucial conocer a fondo el funcionamiento del mismo.

3.4.1. Análisis y puesta en funcionamiento de Myo

En una primera instancia, se conectó el Myo con la computadora a través del adaptador Bluetooth que este posee. La instalación del Myo Armband Manager (aplicación que provee el fabricante para el manejo del brazalete) probó ser sencilla y rápida. El dispositivo no requiere de otro programa para ser utilizado con la PC.

El Myo fue puesto en funcionamiento siguiendo las instrucciones que provee el fabricante, Thalmic Labs, y se testeó el manejo de algunas aplicaciones, como YouTube, PowerPoint, Spotify, Adobe Reader, entre otras. Comenzar a utilizar el dispositivo es relativamente sencillo y no requiere de ningún tipo de entrenamiento previo. Durante esta evaluación, se observó que el Myo puede provocar cierta incomodidad en el antebrazo si es utilizado por mucho tiempo ya que es pequeño y comprime los músculos. Además, requiere una relajación plena previo a realizar un movimiento. Es decir, el dispositivo presenta problemas a la hora de detectar movimientos consecutivos, por lo que es necesario volver el brazo a un estado de reposo para realizar otro gesto. Se comprobó que es posible encender el Myo mediante una batería externa o Power bank.

Por otro lado, se comprobó el proceso de calibración del brazalete que crea un perfil personalizado de acuerdo con las capacidades del usuario. Para crear un perfil, se debe utilizar la PC siguiendo una serie de pasos sencillos los

cuales hacen que el usuario grabe el movimiento, gesto o actividad muscular que quiere que el dispositivo detecte para cada comando. Es decir, si yo quiero grabar un movimiento de prensión en el comando de “Spread Fingers”, puedo hacerlo. El perfil queda almacenado en el Myo hasta que se le indique lo contrario, aun cuando este es apagado o conectado a un periférico diferente. Se notó que, luego de calibrar, el sensado es mucho más fluido y preciso cuando se imita los movimientos predeterminados por el fabricante. Sin embargo, si se utilizan movimientos distintos que no sean tan diferentes entre sí, el dispositivo puede detectar un gesto cuando se realiza otro.

3.4.2. Obtención de señales en PC

Se visualizaron las señales de EMG obtenidas por el brazalete Myo en el Diagnostics Webpage de Thalmic Labs, una página que provee información del dispositivo, como batería, intensidad de la señal, entre otros parámetros. La misma brinda una interfaz donde es posible visualizar la actividad neuromuscular que sensa el Myo en el usuario en tiempo real. Se obtuvieron capturas de pantalla de la actividad muscular mientras se realizaban los gestos que detecta el brazalete (Ver Anexo N°3: Actividad mioeléctrica detectada por Myo).

Por otro lado, se visualizaron las mismas señales obtenidas por el Myo, pero en el Serial Plotter del Arduino IDE una vez lograda la conexión entre ambos dispositivos (Ver sección 3.4.4. Comunicación Myo-Microcontrolador). Para ello, se le sumo una constante a cada señal para poder diferenciarlas. Al igual que con el Diagnostics Webpage, se tomaron capturas de pantalla de la actividad muscular para cada gesto (Ver Anexo N°3: Actividad mioeléctrica detectada por Myo).

Por último, se observaron los datos entregados por el Arduino cuando se filtra la señal de EMG por medio del MyoBridge (Ver sección 3.4.4. Comunicación Myo-Microcontrolador). En este caso, se arrojan una serie de números de acuerdo con el gesto que se realizaba. Sin embargo, la cantidad de datos recibidos eran excesivos, por lo que se optó utilizar los comandos entregados por el MyoBridge en forma de gesto.

3.4.3. Comunicación entre el Myo y otros periféricos

Luego de observar el comportamiento entre el Myo y la PC, se pasó a evaluar cómo se comporta el brazalete con otros periféricos.

En una primera instancia, se conectó el dispositivo a dos celulares con sistema operativo Android. Con un celular, que poseía una versión de software más actual (7.0 Nougat), la conexión fue exitosa, y se pudo controlar varias aplicaciones para el Myo. Con el otro celular, que poseía Android 6.0 Marshmallow, la conexión fracasó. Si bien el teléfono reconocía el brazalete, no hubo posibilidad de emparejar ambos dispositivos. Se llegó a la conclusión que esto se debía a las distintas versiones de software.

Luego, se conectó el Myo con una placa Arduino Uno. Para lograr esto, se utilizó la PC como intermediario, y la aplicación MyoDuino, disponible en el Myo Market de manera gratuita. Esta establece una conexión vía serie con la placa Arduino y le envía los datos que recibe el adaptador Bluetooth del brazalete. La conexión fue exitosa, y se pasó a controlar seis servomotores emulando los dedos (el pulgar era representado por dos servomotores). Se configuraron cuatro movimientos ya que son cuatro los gestos que pueden ser calibrados. La respuesta del sistema fue rápida, sin embargo, se requiere tener la aplicación MyoDuino abierta y en un primer plano.



Ilustración 73 - Conexión de Myo con placa Arduino mediante una PC y la aplicación MyoDuino

Por último, se intentó conectar el Myo con la placa Arduino mediante un módulo Bluetooth HC-05, aunque no fue posible. Esto se debía a que la versión de Bluetooth del módulo no era compatible con la versión del Myo. Por esto, se buscó otra alternativa.

3.4.4. Comunicación Myo-Microcontrolador

Para realizar la comunicación directa entre el Myo y el microcontrolador se investigó en la comunidad creada por Thalmic Labs, y se encontró un proyecto llamado Adams Hand. El mismo explicaba como conectar el microcontrolador Arduino con el Myo de manera directa, utilizando un módulo Bluetooth [58].

Para lograr esto se utilizó:

- Modulo Bluetooth HM-10.
- Arduino Uno con el código CCLoader.
- Firmware customizado para el chip TI CC2541.
- PC con Windows.

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

En primer lugar, se debió soldar cables a los pines DebugData (DD), DebugClock (DC), GND, VCC y Reset del chip del módulo Bluetooth, tal como muestra la ilustración 74 [58].

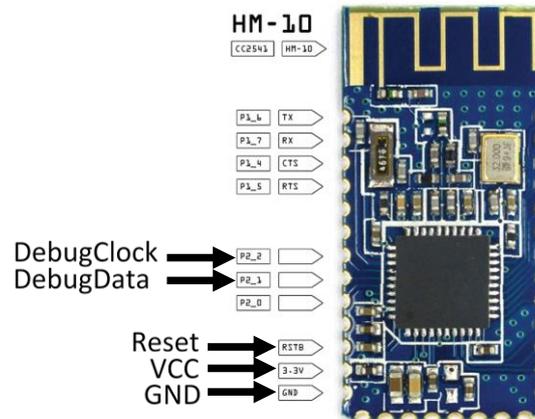


Ilustración 74 - Módulo Bluetooth HM-10 y los pines a utilizar

Luego se cargó el código “CCLoader.ino” a la placa Arduino, y se conectaron los pines VCC, GND, DD, DC y Reset del HM-10 a los pines VCC, GND, D6, D5 y D4 del microcontrolador respectivamente como se muestra en la ilustración 75 [58].

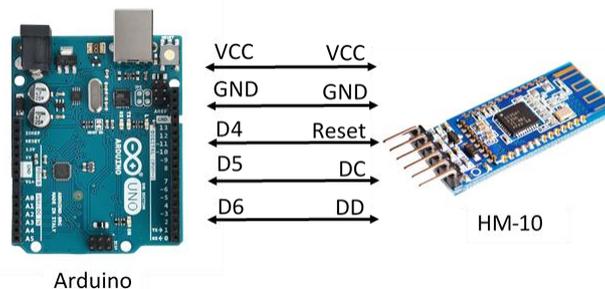


Ilustración 75 - Diagrama de conexión entre la placa Arduino y el módulo HM-10

Por último, se colocó el archivo “MyoBridge_CC2541.hex” en la carpeta “CCLoaderMaster/Windows” y se abrió el símbolo del sistema en la carpeta “Windows” y se ejecutó el comando “CCLoader.exe 5 MyoBridge_CC2541.bin 0” para flashear el firmware en el módulo [58].

Se comprobó que la conexión fue exitosa con un ejemplo de la biblioteca MyoBridge de Arduino, conectando la placa al módulo Bluetooth y al puerto serie de la PC simultáneamente. Se observó que era necesario realizar un gesto de sincronización para que el Myo comience a enviar información acerca de los gestos. Además, es posible recibir datos de EMG crudos o filtrados, así como también comandos de gesto, es decir, que la placa recibe el gesto que el

Myo está detectando en forma de string. Este último fue el método seleccionado de recepción de datos por su simplicidad a la hora de programar.

3.5. Control electromecánico de la mano

Una parte indispensable para el buen funcionamiento de la prótesis es la forma en la que se generan los movimientos, y a su vez, el control de los mismos. A esto lo llamamos el control electromecánico de la mano.

El mismo está constituido por diferentes elementos que se complementan entre sí para generar el movimiento de los dedos a partir de un impulso eléctrico que llega como información. Las partes que lo constituyen son:

- Microcontrolador.
- Sistema actuador.
- Sensores de contacto.
- Pulsadores.
- Interfaz – Pantalla LCD.
- Sistema doble acción.

3.5.1. Microcontrolador

Es el supervisor del movimiento, el encargado de recibir la información registrada por el Myo, procesarla y transmitirla. A través del mismo, se programan los movimientos que el usuario quiere realizar con el ARMYO.

Es el encargado de enviar la información al sistema actuador sobre qué posición debe tomar, en base a lo recibido por el Myo. También recibe datos de los sensores de contacto, los cuales informan sobre el estado de la presión que está ejerciendo la mano.

También envía información hacia la pantalla LCD, la cual representa la interfaz necesaria para que el usuario pueda ver el estado de la prótesis y en qué posición se encuentra. Recibe información de los pulsadores y modifica ciertas variables de acuerdo a los que fueron presionados.

En esta oportunidad, se seleccionó el Microcontrolador Arduino Nano por características que son explicadas en la sección 3.7. Microcontrolador Arduino.

3.5.2. Sistema actuador

El sistema actuador recibe información del Microcontrolador, y transforma esta energía eléctrica en energía cinética. Esta energía a través de un sistema mecánico se convierte en energía mecánica, la cual produce el movimiento de los dedos.

En nuestro caso, se han elegido los servomotores (servos) como sistema actuador. Este dispositivo es un motor eléctrico que puede ser controlado

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

tanto en velocidad como en posición, por lo que lo hace una muy buena opción para la utilización en prótesis.

El servo elegido para ARMYO ha sido el SG90 (ver ilustración 76).



70

Ilustración 76 – Servomotor utilizado

Las principales características de este dispositivo:

- Peso: 9 g
- Dimensión: 22.2 x 11.8 x 31 mm aprox.
- Par de torque: 1.8 kgf/cm.
- Velocidad de operación: 0.1 s/60 grados.
- Voltaje de operación: 4.8 V (~5V)
- Ancho de banda muerta: 10 μ s.
- Rango de temperatura: 0 °C – 55 °C.

Para su conexión son necesarios 3 cables, dos que provienen de la alimentación y la conexión a tierra, y un tercero que corresponde a una señal PWM (ver ilustración 77). Esta señal es analógica y es la que proviene del Microcontrolador, con información acerca de posición y velocidad.

⁷⁰ Imagen obtenida de <https://store.robodacta.mx/servomotores/powerhd-goteck/servomotor-micro-sg909g/>. Última visita 16/10717.

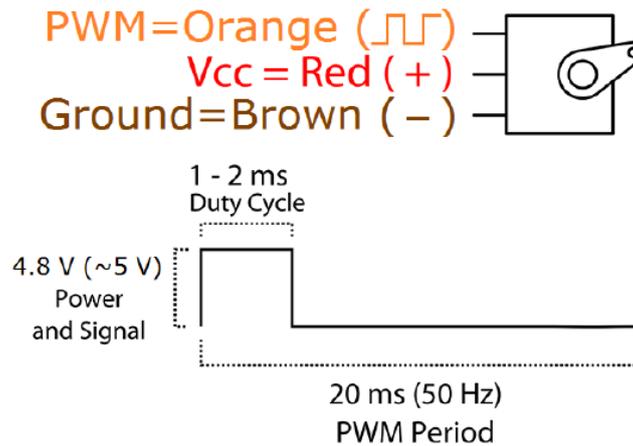


Ilustración 77 – Comportamiento del SG9.⁷¹

Si bien presenta engranajes de plástico, este servo fue elegido debido a su bajo peso y sus dimensiones en comparación con otros servomotores. Estos dos parámetros son de suma importancia a la hora de diseñar una prótesis, ya que un exceso de peso deriva en un mayor peso de la prótesis, afectando a la salud del usuario; mientras que un mayor tamaño refiere a problemas de ubicación dentro de la prótesis.

Otro factor importante, que no está presente dentro de las características mencionadas, es el precio del mismo, el cual tiene un costo de \$65 aproximadamente.

3.5.3. Sensores de contacto

Para la interacción con el entorno, han sido elegidos sensores de contacto o de presión. Estos sensores informan acerca de la presión que ejerce la mano a los objetos y cumplen un rol importante a la hora del levantamiento y sujeción de objetos.

Se han colocado 3 sensores de este tipo en la falange media del dedo mayor, y en la falange distal de los dedos pulgar e índice. Esto es así, ya que estos tres dedos realizan los movimientos de prensión fina y son fundamentales para la prensión o el agarre de objetos.

Los sensores de contacto elegidos son de tipo FSR (Force Sensing Resistor), y representan una resistencia que modifica su valor ante la presión. Poseen un valor de resistencia muy alto, que comienza a disminuir a medida que se va ejerciendo mayor presión.

⁷¹ Imagen obtenida de *Datasheet SG90, Servo*.

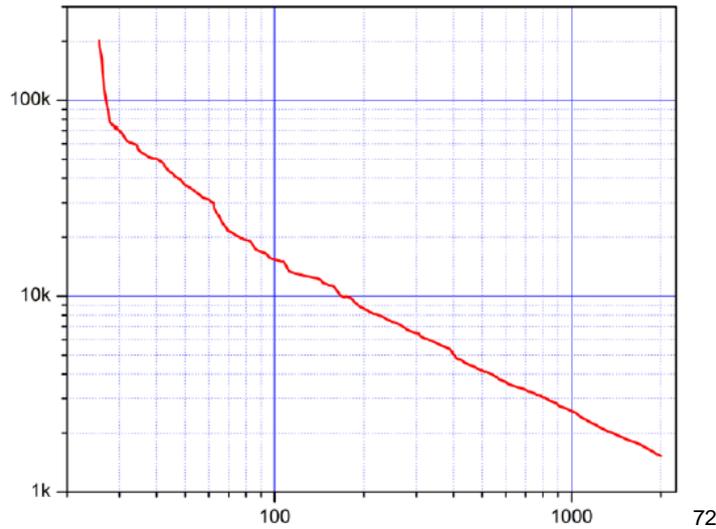


Ilustración 78 – Comportamiento de FSR. Curva representativa de la variación de resistencia de acuerdo a la fuerza aplicada (Eje X fuerza en gramos, eje Y resistencia).

Estos dispositivos vienen de diferentes tamaños y características, y presentan diferentes curvas de comportamiento.

El utilizado es el sensor FSR modelo 400 cola corta:



Ilustración 79 – Imagen del FSR.⁷³

Presenta 5.8mm de diámetro y un largo de 15.8mm. Este sensor puede ser utilizado con diferentes configuraciones de acuerdo al uso y componentes que se quieran aplicar. La configuración aplicada en el proyecto para cada sensor es la que se muestra en la ilustración 80.

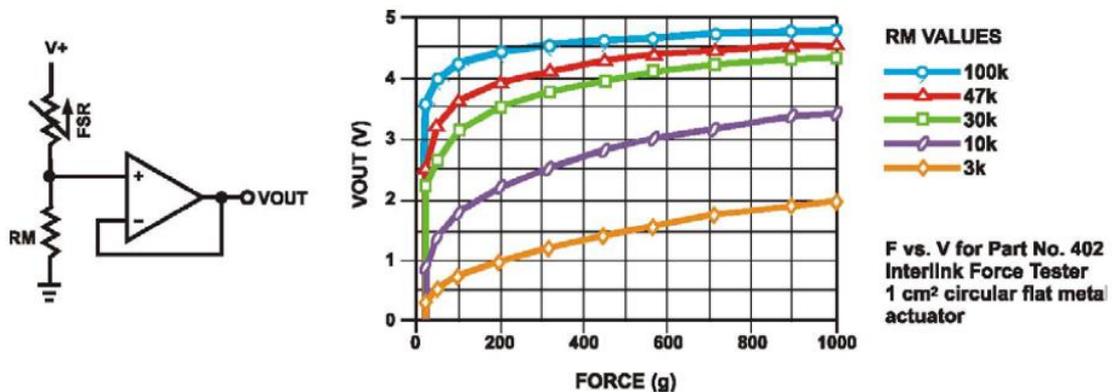


Ilustración 80 – Configuración en divisor de voltaje.⁷⁴

⁷² Imagen obtenida de *FSR Integration Guide*, Interlink Electronics.

⁷³ Imagen obtenida de *FSR Integration Guide*, Interlink Electronics.

De esta manera, al ejercer presión, el valor de FSR disminuye, y cae mayor tensión sobre la resistencia R_M . La resistencia de medición R_M es elegida para maximizar el rango de sensibilidad y para limitar la corriente. El amplificador que recomiendan los fabricantes es el LM358.

Debido a que los sensores que se poseía no presentaban estas curvas características, se realizaron diferentes mediciones a distintas resistencias para elegir cuál era la ideal.

Se tomaron 3 mediciones para valores de $1k\Omega$, $4.7k\Omega$, $10k\Omega$ y $50k\Omega$ de resistencia R_M , para cada FSR. Para realizar esto, se hizo uso del equipo XPlorer – GLX y de sus accesorios PAS PORT para medir corriente, tensión y fuerza. El mismo es utilizado para el procesamiento y almacenamiento de datos, al cual se le puede conectar un gran número de sensores. En nuestro caso eran de interés poder registrar los datos de la fuerza aplicada (dinamómetro), la variación de tensión y de corriente.

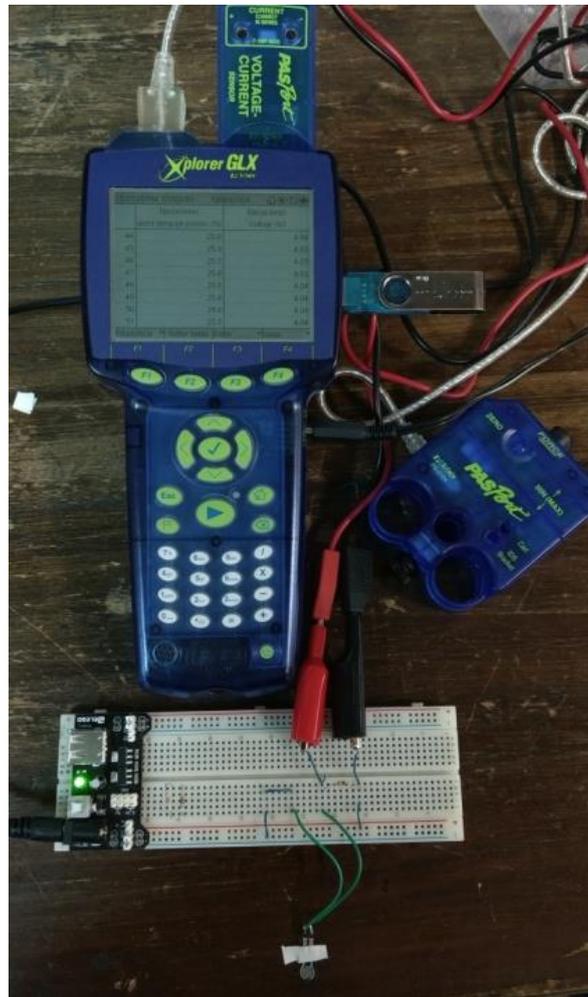


Ilustración 81 – Medición de fuerza y variación de voltaje. En grande se observa el Xplorer-GLX, en la parte superior el sensor de voltaje, y a la derecha el sensor de fuerza.

⁷⁴ Imagen obtenida de *FSR Integration Guide*, Interlink Electronics.

Para que la fuerza aplicada tenga relación a la disminución de la resistencia, se colocó el sensor FSR sobre la base de presión del dinamómetro. De esta manera, al presionar el FSR también se registraba la fuerza ejercida.

Los resultados obtenidos se pueden observar en el Anexo N°4: Mediciones de los sensores FSR.

Entre sí, los sensores no presentan respuestas diferentes antes los cambios de fuerza aplicada. Lo que es de notar, es la salida de tensión para cada resistencia. Con el valor de RM igual a 10kΩ se tiene que la variación de tensión es alta, y a su vez es relativamente lineal, como se observa en la ilustración 82, por lo que fue la elegida para utilizar en el circuito.

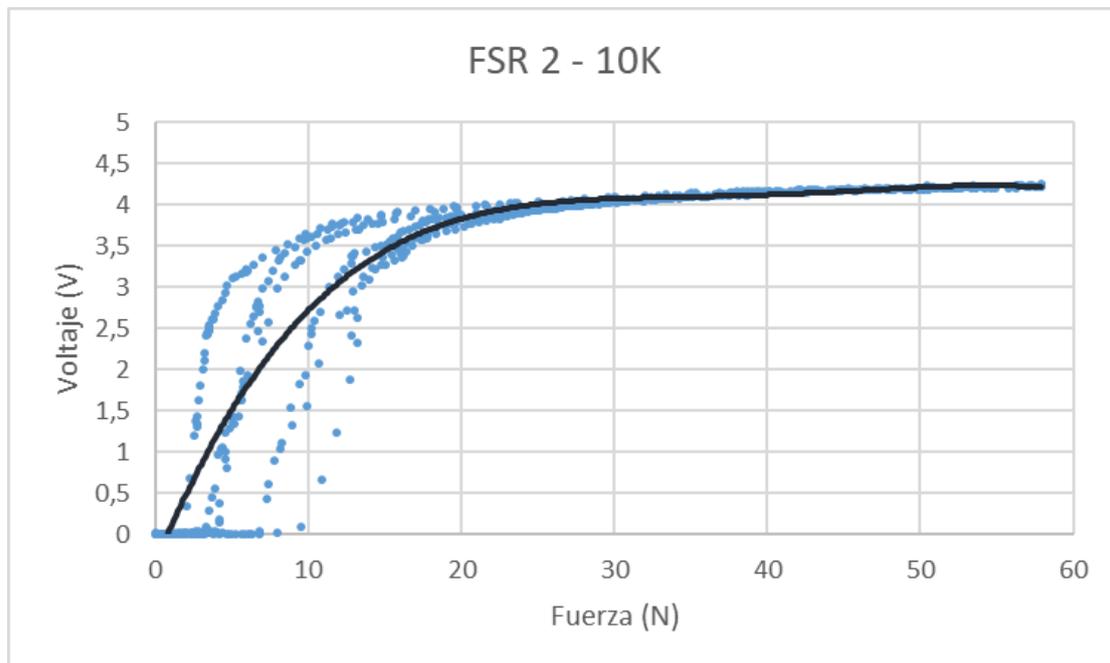


Ilustración 82 - Gráfico Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 10K

3.5.4. Pulsadores

Los pulsadores o switches utilizados en la prótesis son 3, uno para cambio de modo, otro para bloqueo y el último para apagar la pantalla. Son accionadores de tipo digital, que, al ser presionados, envían un pulso a un pin del Microcontrolador, el cual internamente modifica los parámetros de control.

Estos accionadores le dan la posibilidad al usuario de tener mayor independencia con ARMYO y mejor manejo.

El Cambio de Modo, le permite cambiarle la configuración a la prótesis para que pueda realizar 4 movimientos totalmente distintos. De esta forma se agrupan por función o destino los movimientos pedidos por el paciente, y con el pulsador se va cambiando hacia los distintos modos.



Ilustración 84 – Pantalla LCD. Muestra que la posición preseleccionada es la de tipeo. Los puntos suspensivos indican la preselección.

3.6. Sistema mecánico de transmisión del movimiento

Para traducir el movimiento del servomotor en una flexión de los dedos de la prótesis se ha utilizado un sistema de poleas comunicadas por un hilo.

Se explicará el sistema utilizado y sus componentes partiendo desde los servos, hacia las articulaciones.

3.6.1. Servomotor

Como se indicó anteriormente, el servo utilizado es el SG90. Este presenta un eje dentado que gira cuando el microcontrolador le envía el pulso PWM. Para poder transmitir este movimiento al hilo, se diseñó una polea con un agujero central para insertarla en el servo, y a su vez con agujeros para poder atravesar y atar el hilo.



Ilustración 85 – Polea utilizada. Se ve en la parte superior los agujeros por donde el hilo circula y luego es atado.

3.6.2. Transmisión del movimiento

Para la transmisión del movimiento generado por el servomotor hacia los dedos se ha optado por el líder de acero multifilamento. El mismo es un hilo utilizado en la pesca para evitar que, ya sea en el pique o durante la lucha con

el pez, una dentellada termine con la línea o la lesione gravemente, con la consecuente pérdida de pez y señuelo. Se los tiene de dos tipos, monofilamento y multifilamento. A igualdad de resistencia, el multifilamento es mucho más flexible y liviano que el alambre.



Ilustración 86 – Líder de acero utilizado.

El líder de acero elegido es capaz de soportar 20.5kg y posee un diámetro de 0,4 mm. En el prototipo se ha probado con otros tipos de hilos, como tanzas de plástico multifilamento y monofilamento, pero debido a su elasticidad fueron descartadas.

Sin embargo, en la práctica el líder se mostró poco flexible y elástico, lo que generó una carga innecesaria sobre los servomotores, impidiendo que se muevan. A partir de esta información, se utilizó la tanza monofilamento de 0.3 mm.

Una vez realizada la prueba con la tanza, se comprobó que la misma se estira y evita que el agarre y el movimiento sean los correctos. Es por ello, que se decidió por hilo multifilamento el cual no tiene deformación a la tracción.

Para orientar al hilo hacia las articulaciones, se diseñaron unas guías de transmisión. Estas piezas impresas en 3D, no solamente lo orientan, sino que también permiten aislar el sistema de movimiento de la parte electrónica de la prótesis.



Ilustración 87 – Guía de transmisión utilizada para comunicar la tanza. Sirve también para adaptar el antebrazo con la palma.

Esta guía finalmente fue descartada, por razones que se explican en la sección 3.11.3: Modelado 3D del dispositivo.

En la palma y en las articulaciones, también se diseñaron guías con un diámetro de 2.5mm para el desplazamiento de la tanza. Se diseñaron dos, una para la tanza que flexiona los dedos, y otra para el extensor.

3.6.3.Dedos – Articulaciones

Para realizar la flexión de los dedos, cada articulación está representada por un sistema de poleas.

La tanza que permite la flexión de los dedos, circula por la parte anterior de la polea, mientras que el que genera la extensión, por la parte posterior.

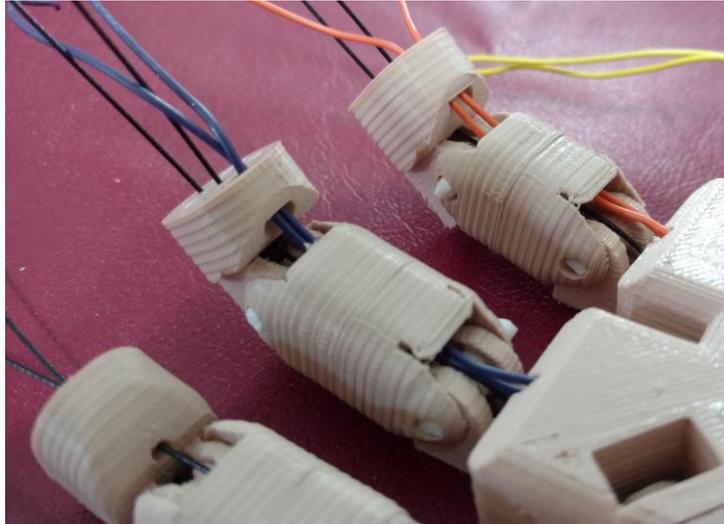


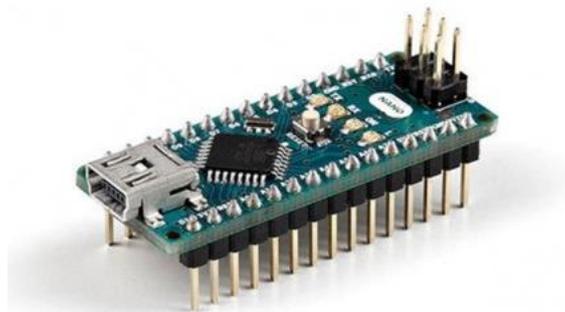
Ilustración 88 – Camino que recorre la tanza y los cables de alimentación del FSR. Cara anterior de la palma

Para que se produzca la flexión y la extensión, la tanza se encuentra fijada con un mini tubo en el extremo, que impide que la tanza se deslice hacia el interior de los dedos.

3.7. Microcontrolador Arduino

Arduino es una plataforma de hardware libre, que se basa en un microcontrolador en una placa, con un entorno de desarrollo. Estas placas están destinadas a diversos tipos de proyectos, desde objetos cotidianos a complejos instrumentos científicos.

Para este proyecto se utiliza un Arduino Nano, una placa pequeña y completa basada en el chip ATmega328. Este no cuenta con conector para alimentación y utiliza un cable USB Mini-B en lugar de uno estándar.



75

Ilustración 89 - Arduino Nano

⁷⁵ Imagen obtenida de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>. Última visita a la página: 23/10/17

Esta placa fue seleccionada sobre las demás debido a su reducido tamaño, cantidad de pines con salida PWM, y capacidad de ser alimentada mediante una batería, a través del conector USB. Además, es un microcontrolador económico con plataforma libre y muy sencillo de utilizar e implementar.

Las características de la placa son las siguientes:

- Microcontrolador ATmega328
- Arquitectura AVR
- Voltaje de operación 5V
- Memoria Flash 32Kb
- SRAM 2Kb
- Velocidad del Reloj 16MHz
- Pines Analógicos E/S 8
- EEPROM 1KB
- Corriente continua por pin E/S 40mA
- Voltaje de alimentación 7-12V
- Pines Digitales E/S 22
- Salidas PWM 6
- Consumo de energía 19mA
- Tamaño de PCB 18x45mm
- Peso 7g [59]

3.7.1. Programación del Microcontrolador Arduino

El microcontrolador Arduino se programa para recibir la información enviada por el Myo, y traducir la misma en un movimiento en la prótesis. El código del programa se puede observar en el Anexo N°5: Código de programación del módulo Arduino, y se basa en el siguiente diagrama de bloques:

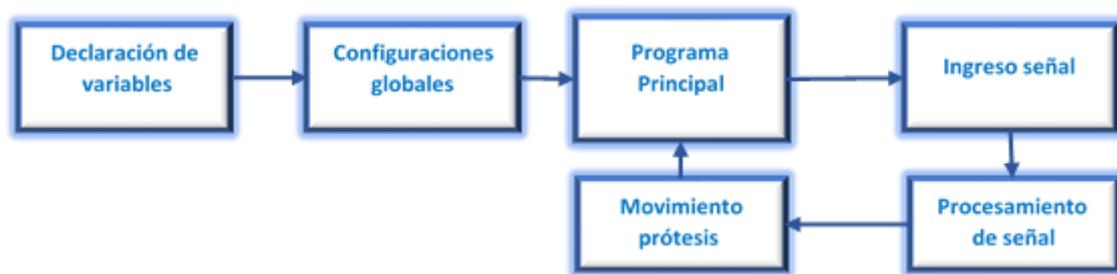


Ilustración 90 - Diagrama de bloques del código del programa

3.7.2. Declaración de variables

En este bloque del programa se definen y se inicializan las bibliotecas utilizadas en el programa principal. Estas son bibliotecas de control de servomotores, de control de la pantalla LCD, y del control de la comunicación serial. Además, se inicializan y se definen las variables y constantes que serán utiliza-

das a lo largo del programa. Por último, se inicializa la comunicación serial con el módulo Bluetooth, el objeto MyoBridge y la comunicación I2C con la pantalla LCD.

3.7.3. Configuraciones globales

Se inicia la pantalla LCD y luego se definen los pines que se utilizarán como entradas y salidas. Se precisan los estados iniciales de los pines de salida y la velocidad de transmisión de la comunicación serie. También se entabla la conexión con el Myo.

Para iniciar la pantalla se debe utilizar el comando *begin ()*. Por otro lado, se debe encender el backlight con la función *backlight ()*.

Los pines digitales pueden ser configurados como entradas o salidas mediante la función *pinMode ()*. Los pines que tienen salida PWM (3, 5, 6, 8 y 10) son configurados como salida de control para los servomotores, mientras que los pines 7, 8 y 13 son configurados como entradas para los pulsadores de Encendido y apagado del backlight, Bloqueo y Cambio de modo respectivamente. Los servomotores son iniciados en 10 grados, es decir, con la palma abierta.

La velocidad de transmisión de la comunicación serie se establece en 115200 baudios utilizando la función *Serial.begin ()*.

Por último, se inicia la conexión con el Myo mediante la función *begin ()*. Una vez conectado, se setea la función para procesar la señal que llega del brazalete con el comando *setPoseEventCallback(handelPoseData)*. Luego se establece que el tipo de información que se requiere es la de gestos y se desbloquea el Myo, con las funciones *enablePoseData ()* y *unlockMyo ()*. Todo este proceso es informado mediante la pantalla LCD.

3.7.4. Programa principal

El programa principal se ejecuta una vez realizada la conexión entre la placa Arduino y el Myo. En este bloque se chequea que se hayan presionados los botones mencionados anteriormente y se actualiza la conexión Bluetooth.

Para el chequeo se utiliza la función *digitalRead ()* para cada pin, en caso de haber sido pulsado, se modifica lo que se desea modificar. Es decir, se bloquea o desbloquea la conexión entre el Myo y el módulo Bluetooth, se enciende o apaga el backlight de la pantalla LCD o se cambia el modo en el que se encuentra.

Para actualizar la conexión Bluetooth, se verifica que la misma no esté bloqueada. En caso de no estarlo, se actualiza el enlace con la función *update ()*. En caso contrario, la pantalla lo notifica.



Ilustración 91 – Pantalla que muestra que la prótesis se encuentra bloqueada

En caso de que ingrese una señal del Myo, el programa principal es interrumpido y se ingresa al bloque de procesamiento de la señal.

3.7.5. Procesamiento de la señal

Este bloque está compuesto por la función *HandlePoseData*, la cual procesa y controla los servomotores para mover la prótesis. Se accede a esta función cuando se interrumpe el programa principal por el ingreso de una señal del Myo.

En primer lugar, se guarda el dato en *MyoPose*, un tipo de dato provisto por la biblioteca MyoBridge. Luego se lo convierte en un String llamado “posa” con la función *poseToString ()* para poder ser comparado. Por último, se compara una bandera para saber en cual modo se encuentra. Estos modos, de funcionamientos son bloques de movimientos, que se detallaran en la sección 3.7.6. Movimiento de la prótesis.

Una vez ingresado al modo, se comprueba cual es la señal que llega comparando el String “posa” con las palabras “MYO_POSE_WAVE_OUT”, “MYO_POSE_WAVE_IN”, “MYO_POSE_FINGERS_SPREAD” y “MYO_POSE_FIST”. Después se analiza una “bandera de seguridad”, que sirve para evitar movimientos involuntarios. Si la bandera esta baja, se pone en alta y se notifica que ha ingresado la señal mediante la pantalla LCD. Si está en alta, se envía los datos a los servomotores para accionar la prótesis y se baja la bandera de seguridad. Esto implica que es necesario recibir del Myo la misma señal dos veces consecutivas para poder accionar la prótesis.

Para evitar que la prótesis realice el mismo gesto dos veces consecutivas, se utiliza otra “bandera de pose”. Todas las banderas son comparadas con la función condicional *if ()*.

La función *HandlePoseData* finaliza luego de cualquiera de los tres casos.

Por ejemplo, suponiendo que la señal “MYO_POSE_WAVE_OUT” está asignada para que la prótesis realice un gesto de tipeo, la secuencia de acciones para que la misma sea accionada debe ser la siguiente:

1. Enviar la señal “MYO_POSE_WAVE_OUT”, que levante la “bandera de seguridad”. Como se muestra en la ilustración 92, la pantalla muestra el gesto que la prótesis debe hacer seguido de puntos suspensivos, indicando que es necesario enviar la señal nuevamente.



Ilustración 92 - Pantalla LCD que muestra que se detectó la señal y que se debe realizar el movimiento nuevamente

2. Enviar nuevamente la señal “MYO_POSE_WAVE_OUT”, que accione la prótesis, baje la “bandera de seguridad” y levante la “bandera de pose”. En este caso la ilustración 93 muestra que se detectó nuevamente la señal y que la prótesis está en posición de tipeo (en este caso sin puntos suspensivos).



Ilustración 93 - Pantalla LCD mostrando que la señal fue detectada y la prótesis se movió a una posición de tipeo

3. En caso de enviar por tercera vez la señal “MYO_POSE_WAVE_OUT”, el programa reconoce que la “bandera de pose” está en alta y no se realiza acción alguna.

3.7.6. Movimiento de la prótesis

La prótesis cuenta con modos de funcionamiento, que pueden ser pensados como bloques de movimientos. Cada bloque o modo tiene hasta cuatro movimientos distintos que se accionan por las cuatro señales enviadas por el Myo. Esto permite que un mismo movimiento del paciente pueda realizar distintos movimientos, aumentando la funcionalidad de la prótesis.

Dentro de la misma función HandlePoseData, se envían las señales mediante los pines PWM asignados a los servomotores para accionar la prótesis. Estos movimientos serán explicados a continuación:

Modo Prensa Fina

A este modo se le han asignado los movimientos que requieren una prensa fina, como sostener cartas o los cordones del calzado.

MYO_POSE_WAVE_OUT

A esta señal se le asignó el movimiento de sostener cordones. Para lograr esto, se abre toda la mano y luego se espera un segundo. El índice y el pulgar se cierran luego cada 10° hasta llegar a la posición de cierre. En cada fracción de movimiento se sensa con los FSR para evitar que el motor realice fuerza innecesaria.

MYO_POSE_WAVE_IN

El agarre para cartas fue el asignado a esta señal. Para lograrlo, se abre toda la mano, al igual que en la anterior y se cierra con la diferencia que se agrega el mayor a este movimiento.

MYO_POSE_FINGERS_SPREAD

A esta señal se le fue asignado el movimiento de abrir la mano. Esto es necesario para poder soltar los objetos previamente sostenidos.

MYO_POSE_FIST

En este caso, el movimiento seleccionado es el de sostén de broches y prensas para el pelo. Este movimiento es igual que para sostener cartas, con la diferencia que la sensibilidad de los FSR es reducida.

Modo Casa

Este modo presenta los movimientos que requieren de una presión gruesa, y están conectados con elementos de uso doméstico que se encuentran en la cocina, como levantar tazas, sostener recipientes o agarrar la sartén por el mango.

MYO_POSE_WAVE_OUT

Esta señal fue asignada para el movimiento de sostener tazas y vasos. Para lograr este movimiento, se abre la mano en su totalidad, para luego cerrarla. El cierre es gradual, cada 10° mientras se sensa con los FSR. Los motores sin embargo no son lo suficientemente fuertes para levantar una taza o un vaso, por lo que se utiliza el meñique como apoyo del mismo, es decir, este cierra completamente por debajo del objeto.

MYO_POSE_WAVE_IN

Aquí se asignó el movimiento para sostener un recipiente pequeño. En este caso, se abre la mano en su totalidad y se la cierra gradualmente hasta los 90° para tener la palma a medio cerrar. En este caso también se sensa.

MYO_POSE_FINGERS_SPREAD

Al igual que en el modo anterior, a esta señal se le asignó el movimiento de abrir la mano.

MYO_POSE_FIST

Para esta señal, se le asignó el movimiento para sostener sartenes y otros utensilios de cocina. Para lograrlo, se abre la mano completamente, el sistema queda un segundo en reposo y luego se cierra gradualmente todos los dedos excepto el pulgar. Este se cierra luego de que los cuatro dedos hayan agarrado el mango de la sartén.

Modo Día a Día

Este modo cuenta con movimientos de prensión gruesa para objetos más cotidianos, como el teléfono celular y libros. Además, se agrega la posición de tipeo, requerida por el usuario.

MYO_POSE_WAVE_OUT

Se le asignó a esta señal, el movimiento de agarre del teléfono celular. Para ello, se abre completamente la mano, y luego se cierran los dedos meñiques, anular y mayor, aunque no completamente. Finalmente, el pulgar se cierra por completo. El índice permanece abierto para sostener el móvil.

MYO_POSE_WAVE_IN

A esta señal se le asignó el movimiento de sostener libros y revistas. Para ello se abre la mano completamente y luego se cierran los dedos pulgar y mayor.

MYO_POSE_FINGERS_SPREAD

Al igual que en los dos modos anteriores, esta señal corresponde a la apertura completa de la mano.

MYO_POSE_FIST

En esta señal, se encuentra la posición de tipeo. Para la misma, se cierran todos los dedos exceptuando el índice, que permanece completamente abierto. Es importante recalcar, que, para cada posición previa, se realiza el movimiento de una manera diferente, de manera tal que se ahorre corriente.

Modo Señas

Las señas y gestos que el hombre realiza con sus manos son un medio de comunicación muy significativo, por lo que se consideró que era importante contar con un modo de señas. Estas fueron programadas a pedido del paciente.

MYO_POSE_WAVE_OUT

En esta señal, se programó el gesto de los “cuernitos”, adoptado por la comunidad rockera. Para ello, se cierran los dedos mayor, anular y pulgar y se abren los dedos índice y meñique.

MYO_POSE_WAVE_IN

Aquí, se programó la seña conocida como “fuck you”, utilizada para mostrar desagrado o insultar a otra persona. Para este gesto, se cierran todos los dedos, y se abre el dedo mayor completamente.

MYO_POSE_FINGERS_SPREAD

En este caso, se asigna la seña de paz. Esta se logra cerrando todos los dedos a excepción del índice y el mayor.

MYO_POSE_FIST

A esta señal, se le asignó el gesto “OK”, o pulgar arriba, el cual es utilizado para indicar conformidad o aprobación. Se logra cerrando todos los dedos y abriendo el pulgar.

Modo	Movimiento	Pulgar	Índice	Mayor	Anular	Meñique
Modo Presión Fina	Cordones	20°	20°	180°	180°	180°
	Cartas	20°	20°	20°	180°	180°
	Mano abierta	180°	180°	180°	180°	180°
	Broche	20°	20°	20°	180°	180°
Modo Casa	Taza	180°	20°	20°	90°	10°
	Recipiente	90°	135°	135°	135°	90°
	Mano abierta	180°	180°	180°	180°	180°
	Sartén	10°	20°	20°	90°	10°
Modo Día a Día	Celular	90°	180°	150°	90°	90°
	Libro	10°	180°	10°	180°	180°
	Mano Abierta	180°	180°	180°	180°	180°
	Tipeo	10°	180°	10°	10°	10°
Modo Señas	Cuernitos	10°	180°	10°	90°	180°
	Fuck You	10°	10°	180°	90°	10°
	Paz	10°	180°	180°	90°	10°
	Ok	180°	10°	10°	90°	10°

Tabla 4 – Descripción de ángulos de posición final de cada movimiento. Los valores 180° corresponden a los dedos completamente extendidos, mientras que el 0° a los dedos flexionados a su máximo valor

3.8. Módulo Bluetooth

Al tratarse de una prótesis, la portabilidad de la misma es crucial, por lo que se utiliza la tecnología Bluetooth para establecer la conexión entre el Myo y la placa Arduino de manera inalámbrica. El dispositivo de comunicación utilizado es el HM-10, un módulo Bluetooth de fácil utilización y de baja energía. Este módulo fue seleccionado entre otros, por su versión de Bluetooth compatible con el del Myo.

Las características de este módulo son:

- Versión BT: V4.0 BLE
- Alimentación: 3.3 VDC 50 mA
- Corriente de operación: 8.5 mA
- Corriente en modo sleep: 400 uA
- Alcance: 100 m
- Frecuencia de trabajo: 2.4 GHz banda ISM
- Potencia RF: -23 dbm, -6 dbm, 0 dbm, 6 dbm
- Baud rate por defecto: 9600
- Baud rate ajustable: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400 [60]

El módulo HM-10 puede ser configurado como maestro o esclavo. En este caso, se encuentra configurado con una transmisión de 115200 baudios y como esclavo. Es decir, que espera peticiones de conexión.

Como se ve en la ilustración 94, el módulo BT se comunica con la placa mediante conexión serie y la alimentación de 3.3V se obtiene de la misma placa Arduino.

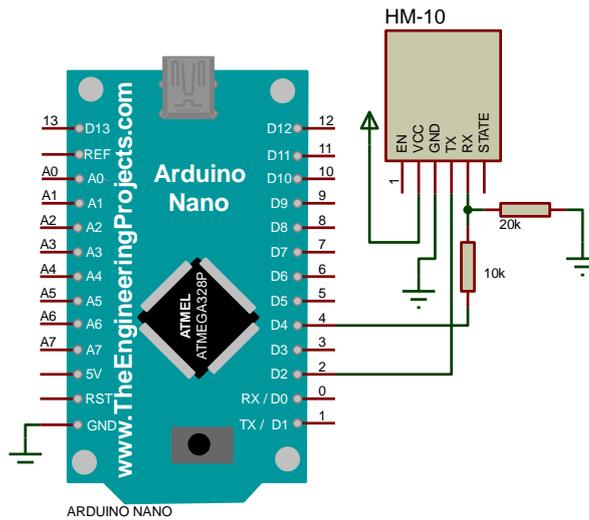


Ilustración 94 - Conexión entre Arduino Nano y módulo HM-10

3.9. Alimentación general del circuito

Como ya se estableció previamente, la portabilidad es una característica necesaria para la prótesis, por lo que se requiere una batería recargable que alimente el circuito. A la hora de seleccionar una, fue necesario medir las corrientes máximas del circuito y a partir de eso calcular la capacidad de batería requerida. Por otro lado, se requiere una batería que entregue 5V.

3.9.1. Corriente máxima de consumo

Para la medición de corrientes se utilizó una fuente de laboratorio, de manera que se tenía un voltaje estable y un amperímetro en la misma fuente. Se midieron corrientes de arranque, del circuito estable, y la que se necesitaba en cada movimiento. Aquí, se notó que para cada movimiento se generaba un pico de corriente alto, y luego descendía a un valor estable.

El pico máximo que se registro fue cuando se pasaba desde una posición de mano abierta a una de prensión, donde se observó un pico de 910 mA, que luego se estabilizo en 680mA. Sin embargo, el consumo estable más alto se percibió en la posición de tipeo, en 720mA.

3.9.2. Batería

Para el cálculo de la capacidad de la batería se utilizó la Fórmula 1:

$$C = I_m * t$$

Fórmula 1 - Capacidad de la batería

Donde C es la capacidad requerida, I_m es la corriente máxima del circuito y t es el tiempo de autonomía que se desea.

En el caso de la corriente, se utilizó 720mA como valor de referencia máxima, debido a que es un valor estable, mientras que 910mA es un pico. Además, se buscó una autonomía de 8hs, por lo que la capacidad requerida de batería es de 5760mAh. Por ende, se requiere una batería que entregue 5V y 1A de alimentación y con una capacidad mayor a la calculada.

Luego, fue necesario determinar el tipo de batería a utilizar. Como la prótesis se necesita todos los días, es necesario una opción de batería recargable, por lo que las pilas AA de 1.5V y las de 9V quedan descartadas. Entre las opciones restantes se tienen, pilas recargables AA, baterías de litio 18560, bancos de batería o "powerbanks", baterías de NiMh y baterías de LiPo. A continuación, se analizan las ventajas y desventajas de cada una de las alternativas.

Las pilas recargables tienen 1.2V por pila, por lo que se requieren 5 conectadas en serie para obtener 6V. estas son sencillas de conseguir, así como el porta pilas. Sin embargo, requieren de un cargador aparte. Además, estas cuentan con capacidades de 600mAh a 2500mAh y aproximadamente 1A. Las capacidades de las baterías en serie, al igual que la corriente no se suman, sino que se igualan. Por lo que esta opción, queda descartada.

Por otro lado, las baterías de litio 18560 proporcionan un voltaje de 3.7V, por lo que se requieren de dos de estas para obtener 7.4V. Si bien estas baterías pueden entregar corrientes muy elevada, sus capacidades no superan los 4800mAh. Si bien esta alternativa es más viable que las pilas recargables y se asemejan más a lo requerido, es una alternativa cara y difícil de implementar por su tamaño (requieren porta pilas) y por ser peligrosas (inflamables).

Los bancos de baterías, también conocidos como baterías externas o powerbanks, son los utilizados para extender la autonomía de los celulares móviles. Estos proporcionan 5V regulados, y corrientes desde entre 1A hasta 3A. Su capacidad también varía y puede ir entre 2000mAh hasta 17000mAh, por lo que es una alternativa versátil. Su método de alimentación y recarga es mediante USB, lo que lo hace sencillo de implementar. Los tamaños de los powerbanks también son diversos.

Las baterías de Níquel Metal hidruro o NiMh presentan voltajes de 6V o de 9.6V, y corrientes hasta 12A. Sin embargo, su capacidad va entre 300 y 5000mAh y requieren de cargadores especiales. Además, las de mayor capacidad son de gran tamaño y relativamente caras. El cargador y las conexiones necesarias también encarecen los montajes.

Por último, las baterías de Polímero Litio o LiPo se presentan en varios voltajes, aunque los más comunes son de 7.4V y 11.1V. Para ambos casos, se requiere reducir el mismo a 6V para poder alimentar los servomotores. Estas baterías entregan corrientes muy elevadas de hasta 100A, y capacidades de hasta 5000mAh. Sin embargo, son la opción más cara, requieren de cargadores especiales que no deben dejarse sin supervisión ya que la manipulación de estas baterías es extremadamente peligrosa.

Luego de considerar estas características, se decidió utilizar los powerbanks como alimentación general del circuito, debido a su facilidad de uso y características eléctricas. En un principio, se optó por una batería marca RocketJuice de 5400mAh y 2.4A. Sin embargo, los picos de corriente al mover la prótesis llevaban a un reset de la placa Arduino y reiniciaba el dispositivo. Se observó la necesidad de separar las partes de potencia y control del circuito, y se buscó un powerbank con doble salida.

Se seleccionó el powerbank marca TP-Link modelo TL-PB10400, que presenta una capacidad de 10400mAh y dos salidas USB de 5V, una de 2A, utilizada para la parte de potencia y otra de 1A para la porción de control. Además, cuenta con múltiples protecciones de cortocircuito, sobre voltaje, sobre corriente, sobre carga y sobre descarga lo que la hace una opción muy confiable a la hora de implementarla. También, cuenta con un medidor de batería propio, lo que evita la necesidad de realizar uno. No obstante, el powerbank tiene un tamaño considerable (88.8 × 44.3 × 44.3mm) y un peso de 421g, en consecuencia, no es posible incluirlo en el interior de la prótesis. Se resolvió, que el dispositivo vaya en el bolsillo del usuario.



76

Ilustración 95 - Batería externa TP-LINK TL-PB10400

3.10. Interfaz de usuario

La interfaz de usuario es el medio por el cual el usuario puede comunicarse con un dispositivo, en este caso la prótesis. La misma está lograda mediante tres elementos: la pantalla LCD, tres pulsadores y el Myo mismo.

Estos tres elementos brindan al paciente información acerca de lo que está ocurriendo en la prótesis y permiten configurarla de acuerdo con sus necesidades. A continuación, se detallará el modo de funcionamiento de cada uno, así como su configuración.

3.10.1. Pantalla LCD

La pantalla LCD, con código TC1602A-01T, es un display con 16x2 caracteres, que permite al usuario ver mediante mensajes que es lo que está ocurriendo dentro del prototipo. Esta opera con 5V de alimentación, y un bus de datos bidireccional de 8 bits. Además, cuenta con un backlight que ilumina la misma, permitiendo observar el mensaje presentado.

⁷⁶ Imagen obtenida de http://www.tp-link.es/products/details/cat-5689_TL-PB10400.html. Última visita a la página: 23/10/17.

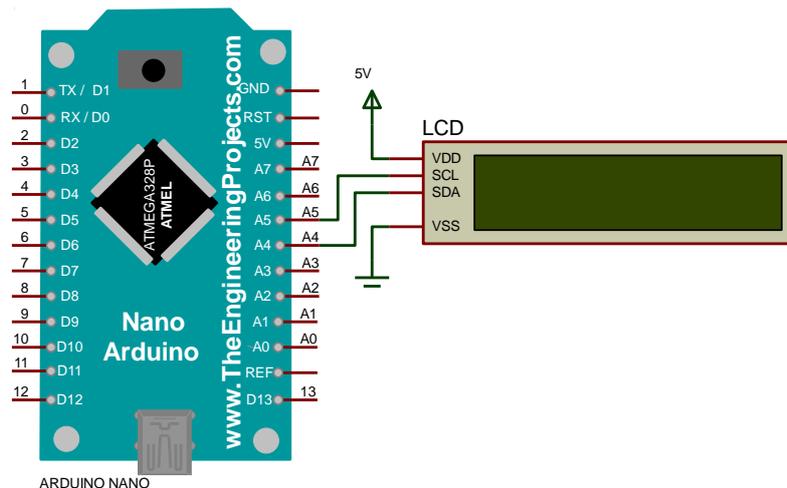


Ilustración 98 - Conexión entre el display LCD con el módulo I2C y la placa Arduino Nano

3.10.2. Pulsadores

Los pulsadores son una manera para configurar la prótesis. Estos son tres, y permiten apagar el backlight del LCD, bloquear la comunicación entre el Myo y la placa Arduino y cambiar el modo de funcionamiento.

El pulsador que permite apagar el backlight del LCD se encuentra conectado al pin digital 7 de la placa y su acción permite una reducción en el consumo de batería de la prótesis. Si bien no es una reducción muy grande, contribuye a aumentar la vida de la prótesis. Además, se concluyó que sería molesto para el usuario tener una pantalla encendida constantemente.

El pulsador que bloquea la comunicación entre el Myo y el microcontrolador está conectado al pin digital 8. Para lograr este bloqueo, el pulsador levanta una bandera en el programa principal, que evita que se actualice la conexión entre ambos dispositivos, evitando así el ingreso de nuevos datos desde el brazalete. Este bloqueo evitaría movimientos indeseados mientras se está realizando una actividad que requiere que la prótesis se mantenga quieta. Por ejemplo, trasladar un objeto una distancia larga.

Por último, el pulsador que cambia el modo de funcionamiento se conectó al pin digital 13 de la placa. Su acción permite moverse entre los bloques de movimientos explicados en la sección 3.7.6. Movimiento de la prótesis. Como ya se detalló, los modos de funcionamiento permiten aumentar la funcionalidad de la prótesis.

Cada botón está configurado con un filtro anti rebotes, el cual consiste en una resistencia de 330Ω y un capacitor en paralelo de $0.1\mu\text{F}$, conectados entre la salida del botón y masa. El circuito y su conexión con la placa se puede observar en la ilustración 99.

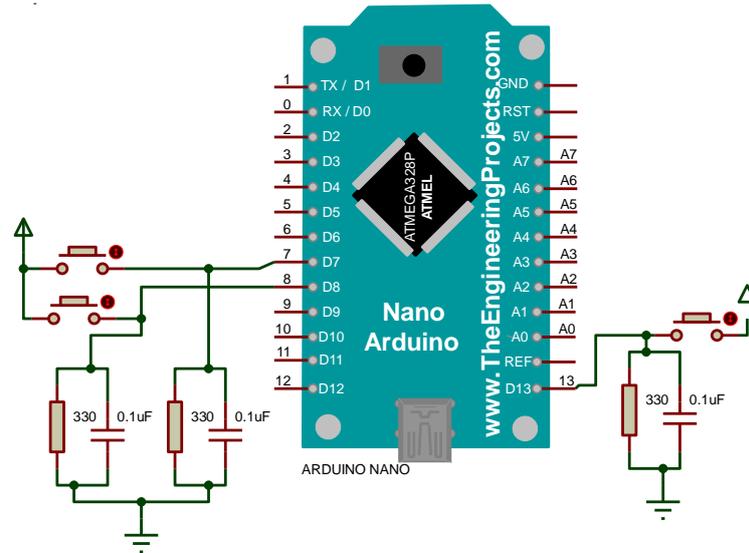


Ilustración 99 - Conexión de los pulsadores a la placa Arduino Nano

3.10.3. Myo como interfaz

El Myo a su vez, también puede ser utilizado como interfaz, de dos maneras. Una es mediante la vibración propia del dispositivo, y otra es mediante su led indicador dual.

La vibración del brazalete puede ser accionada de manera voluntaria mediante el comando *vibrate ()* y cuenta con tres duraciones distintas, larga, media y corta. La misma es utilizada para avisarle al usuario que el Myo está listo para ser utilizado, y cuando se ha detectado un gesto. Además, el propio dispositivo está configurado para vibrar mientras se realiza la sincronización.

El led indicador dual, enciende el logo de Thalmic Labs en el Myo y una pequeña barra debajo de el mismo, llamado led de estatus. Las distintas configuraciones de estos leds dan al usuario distinta información acerca de lo que ocurre con el brazalete. El led de estatus puede adoptar los colores azul, naranja, verde, púrpura y rojo y ambos dos tienen cuatro configuraciones posibles: apagado, encendido constante, encendido flash y encendido pulsante. La tabla 5 detalla las distintas combinaciones de estos leds.

	Led	Estado	Indicación
1	Thalmic	Apagado	Myo está apagado, se encuentra en modo sleep o no su batería está al 0%
	Estatus	Apagado	
2	Thalmic	Apagado	Myo está conectado a una fuente y está cargando
	Estatus	Pulsante Naranja	
3	Thalmic	Apagado	Myo está conectado a una fuente y está completamente cargado
	Estatus	Constante Verde	
4	Thalmic	Constante Azul	Myo tiene batería baja
	Estatus	Flash Naranja	

5	Thalmic	Constante Azul	Myo está conectado vía Bluetooth y esta sincronizado
	Estatus	Constante Azul	
6	Thalmic	Pulsado Azul	Myo está conectado vía Bluetooth y no está sincronizado
	Estatus	Constante Azul	
7	Thalmic	Constante Azul	Myo no está conectado vía Bluetooth y esta sincronizado
	Estatus	Apagado	
8	Thalmic	Pulsante Azul	Myo no está conectado vía Bluetooth y no está sincronizado
	Estatus	Apagado	
9	Thalmic	Flash Azul	Myo está "calentándose". El mismo vibrara cuando este proceso termine.
	Estatus	Constante Azul	
10	Thalmic	Apagado	Myo está completando la actualización de firmware
	Estatus	Pulsante Violeta	
11	Thalmic	Apagado	Un error ocurrió. Se debe recargar el firmware
	Estatus	Flash Rojo	
12	Thalmic	Apagado	Un error ocurrió. Se debe contactar a Thalnic Labs. [61]
	Estatus	Rojo constante	
	Estatus		

Tabla 5 - Combinaciones de los leds indicadores duales

3.11. Diseño de mano protésica

Esta parte del diseño dependió de cada uno de los componentes seleccionados y de cada uno de los requerimientos planteados.

Como se ha mencionado anteriormente, para poder realizar un mejor análisis se imprimió un brazo robótico como prototipo. En el mismo se aplicaron todos los mecanismos y componentes elegidos.

Una vez evaluado el desarrollo dentro del prototipo, se avanzó hacia una fase de escaneo de los brazos de la paciente, para luego avanzar en el diseño CAD (Computer-Aided Design) en el programa Solid Works.

Ya finalizado el diseño, se pasó a la impresión 3D de la prótesis final.

A continuación, se explicarán los pasos tomados para el diseño, partiendo desde cuáles fueron las ventajas que obtuvimos al utilizar un prototipo como base, hasta la impresión de la prótesis.

3.11.1. Evaluación del prototipo

El prototipo utilizado corresponde al antebrazo y la mano de un robot, diseñado y desarrollado por un francés denominado Gael Langevin, el cual ha nombrado al robot como InMoov. El mismo es de carácter Open Source, donde

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

a través de su página oficial se pueden bajar los archivos en formato .STL, listos para imprimir.

El prototipo consta de un antebrazo completo, con articulación de muñeca fija, y luego con articulaciones falángicas distales y proximales, articulación metacarpofalángica y carpometacarpiana (sólo en meñique, anular y pulgar).

Una vez impreso y armado, se comenzaron a realizar las adaptaciones pertinentes para la colocación de algunos de los componentes seleccionados. De esta manera se realizó una llamada “cama de servos” la cual permita fijar los servomotores al prototipo.



Ilustración 100 – Primer prototipo implementado. Se observa en la parte debajo las poleas situadas sobre el eje de los servomotores

La placa Arduino y el módulo Bluetooth por su parte, fueron situados en el exterior del prototipo, sobre una base impresa que favorecía el manejo de las herramientas.

A partir de la impresión, se han podido visualizar ciertos defectos o cuestiones que para el desarrollo final serían una complicación o incluso una falla en la prótesis.

En primer lugar, la articulación distal de los dedos. Se notó que, a la hora de realizar la flexión de los dedos, la falange distal es la primera en cerrarse. Esto se debe al sistema mecánico implementado, ya que, al girar el servomotor, la tanza realiza la fuerza en ese punto.



Ilustración 101 – Articulación interfalángica distal. Se observa la flexión de la falange distal, que dificulta la prensión de objetos.

Para solucionar esto, lo que se hizo fue eliminar esa articulación, y se colocó las dos piezas a un ángulo fijo de 165° .

La prensión, ya sea fina o gruesa, nos permitió observar también cuál era la mejor ubicación para los sensores de contacto FSR. Al seguir el recorrido que realizaban los dedos al flexionarse, se llegó a la conclusión que la mejor ubicación correspondía a la porción más distal de los dedos.

3.11.2. Escaneo

Una vez definido los componentes se pasó al escaneo de los brazos de la paciente. El mismo fue realizado en el laboratorio DiBio (Diseño integrado Biomédico) con el escáner FastScan modelo Cobra.

Se le realizó un escaneo del brazo derecho, el amputado, para poder tener la forma en 3D del muñón y así diseñar a medida el cono de enchufe.

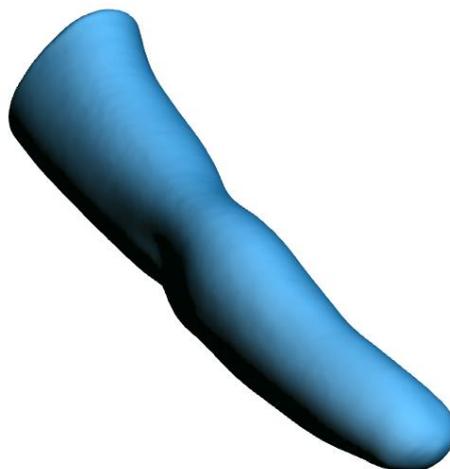


Ilustración 102 – Maya del brazo derecho de la paciente, obtenida a partir del escaneo.

También se le realizó un escaneo al brazo izquierdo, el hábil, para luego realizar la prótesis de forma anatómica a su miembro completo.

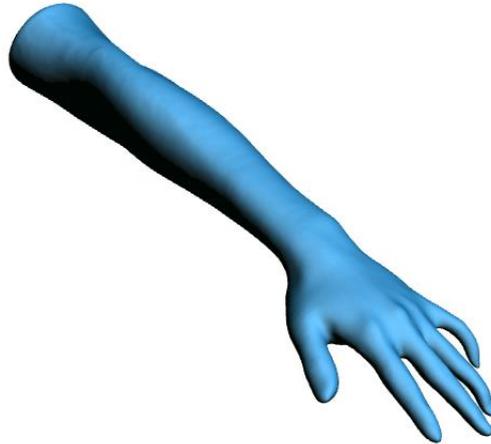


Ilustración 103 – Maya del brazo izquierdo, obtenida a partir del escaneo.

Luego del escaneo, también en el laboratorio DiBio, se realizó una reconstrucción del mismo en el software Geomagic, ya que en algunas partes la maya reconstruida no se encontraba cerrada.

3.11.3. Modelado 3D del dispositivo

A través del software SolidWorks, se realizó el modelado 3D de la prótesis. El mismo, se dividió en dos partes:

- Antebrazo: Diseño del cono de enchufe, estructura interna para la ubicación de los componentes, muñeca y conexión con la mano.
- Mano: Diseño del mecanismo de flexión y extensión de los dedos, articulaciones, recorridos para cada tanza y cada FSR y conexión con la muñeca.

Antebrazo

El diseño del antebrazo se realizó de acuerdo a las medidas del antebrazo sano del paciente y del antebrazo del miembro amputado. Se partió de una base elíptica, con un piso recto para poder colocar los componentes de manera más sencilla. La porción proximal del mismo cuenta con el cono de enchufe y la porción distal termina con una tapa recta para su conexión con la muñeca. Para su ensamblaje, el antebrazo fue subdividido en dos porciones, una ventral y otra dorsal.

Cono de enchufe

El diseño del cono de enchufe se basó en el escaneo realizado al miembro amputado. Para ello se intersectaron varios planos con la malla del escaneo, y se generó una superficie que imita la morfología del muñón. Este fue equidistanciada 3mm para lograr una unión cómoda para el paciente, evitando

el aprisionamiento del miembro por la prótesis. Este fue fusionado con el antebrazo, para generar un mismo sólido.

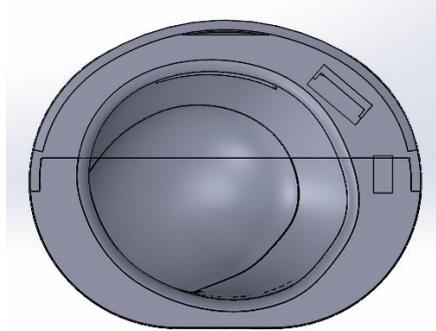


Ilustración 104 – Cono de enchufe vista anterior

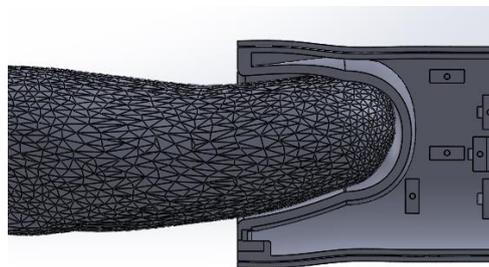


Ilustración 105 – Cono de enchufe, vista superior porción ventral.

Antebrazo - porción ventral

La porción ventral del antebrazo cuenta con la cama para los servomotores, orificio para el ingreso de los cables provenientes de los FSR, y una ranura para la fijación de la placa Arduino.

La cama de servomotores está ubicada en el piso de la pieza, está diseñada a medida, y dispuesta de manera tal que los componentes ocupen la menor cantidad de espacio. Para ello, se acomodó a tres servomotores a lo largo de la pieza mientras que dos están colocados de manera perpendicular. Cada cama cuenta con los orificios para poder atornillar los actuadores. Además, cuentan con un espacio para la salida de cables.

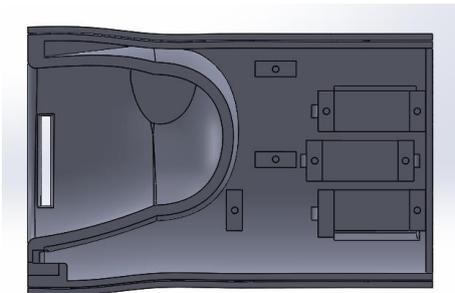


Ilustración 106 – Porción ventral, vista superior

El orificio para el ingreso de los cables provenientes de los sensores se ubica en la tapa distal de la pieza, y se encuentra redondeada para evitar que los mismos raspen y se desgasten contra una superficie afilada. El orificio se encuentra ligeramente hacia la porción medial.

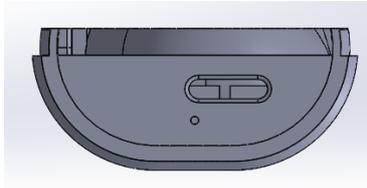


Ilustración 107 – Porción ventral, vista posterior.

Por otro lado, la ranura para la fijación de la placa Arduino se encuentra en la tapa proximal del antebrazo, lateral al cono de enchufe. La misma está diseñada de manera tal que el conector USB mini-B de la placa quede aprisionado y comunicado con el exterior. Esto se debe a que se alimenta la placa mediante este conector.

Por último, esta pieza cuenta con cinco orificios para atornillar a la misma la muñeca y la porción dorsal del antebrazo. Además, cuenta con una ranura en la porción ventral del cono de enchufe para poder pasar una tela elastizada que servirá como agarre de la prótesis al brazo.

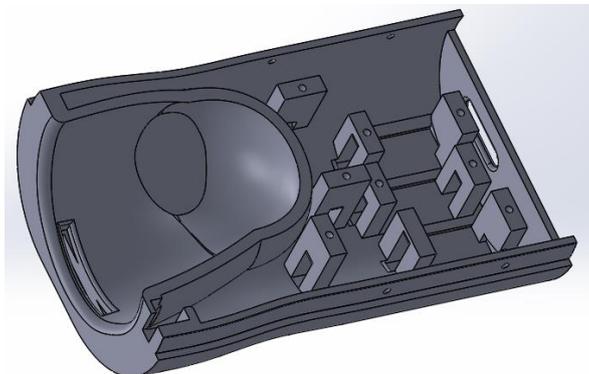


Ilustración 108 – Porción ventral

Antebrazo – porción dorsal

La porción dorsal del antebrazo cuenta con la cama para el montaje de la pantalla LCD y para los pulsadores, los orificios para el ingreso de los líderes de acero del sistema actuador y una ranura para la fijación del conector USB hembra que alimenta la porción de potencia.

La cama para el montaje de la pantalla se encuentra en el exterior de la pieza, en la porción más dorsal de la pieza. La misma cuenta con los orificios para atornillar la pantalla a la prótesis. El display así, puede ser observado por el usuario de manera confortable. De manera proximal a esta, se encuentran las ranuras para los tres pulsadores, tal como se muestra en la ilustración 109.

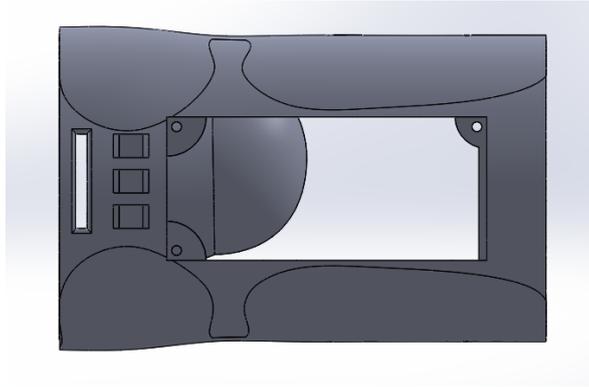


Ilustración 109 – Porción dorsal, vista superior

Los orificios para el ingreso de la tanza se encuentran en la tapa distal del antebrazo. Estos están alineados con los servomotores, de manera tal que no generen fricción extra con los bordes de la pieza.

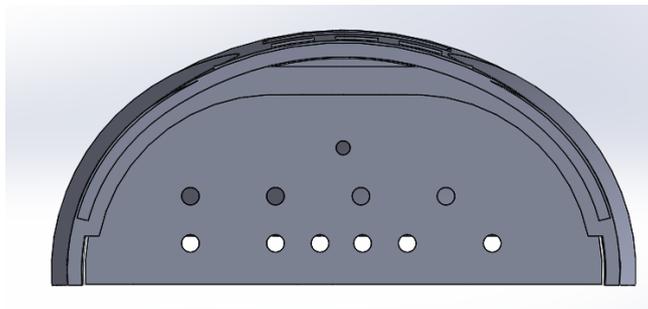


Ilustración 110 – Porción dorsal, vista posterior

Sin embargo, estos orificios le daban a la tanza un rozamiento innecesario, por lo que se optó por un único orificio. Esto ofrece mayor libertad a la misma, y un movimiento más natural.

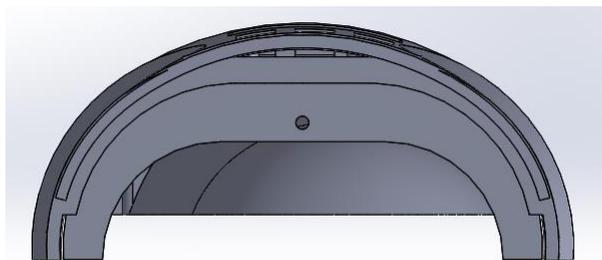


Ilustración 111 - Porción dorsal, vista posterior con el orificio único

La ranura para la fijación del conector USB hembra, se encuentra en la tapa proximal, lateral al cono de enchufe. Esta se diseñó de manera tal que el conector quede aprisionado en la pieza y se comunique con el exterior. Esto se debe a que este conector alimenta la parte de potencia del circuito.

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

Al igual que su contraparte, la porción dorsal cuenta con cinco orificios para atornillar a la muñeca y la porción ventral del antebrazo. También cuenta con una ranura en la porción dorsal del cono de enchufe para pasar otra tela elastizada.

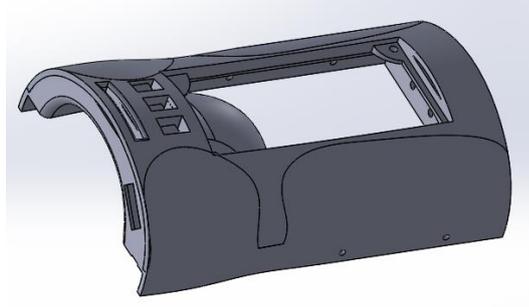


Ilustración 112 – Porción dorsal

Muñeca

La muñeca es la pieza que conecta palma con el antebrazo. No tiene movimiento alguno, y se fija mediante tornillos con el antebrazo. Esta tiene un diseño elíptico similar al del antebrazo sobre la porción que conecta con el mismo. Este diseño va cambiando a uno rectangular, que conecta con la palma.

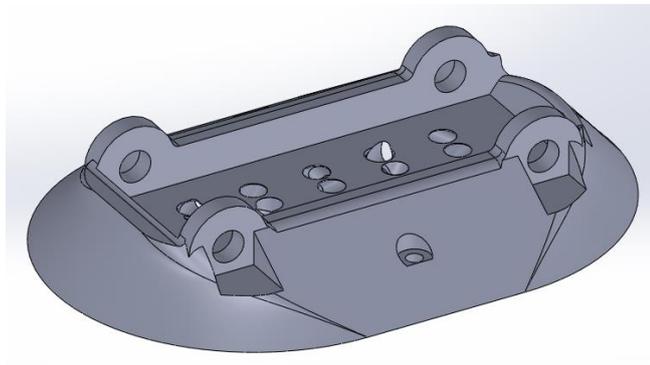


Ilustración 113 – Muñeca

La función principal de la muñeca es la de guiar la tanza desde la palma al antebrazo. Esto lo hace mediante caminos o tubos que modifican su trayectoria para poder alinear ambas caras con sus respectivas conexiones.

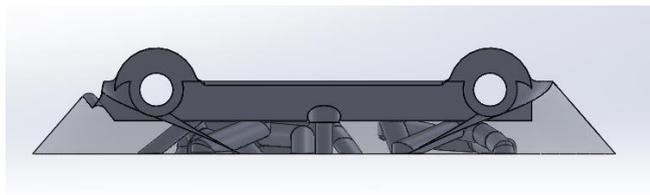


Ilustración 114 – Muñeca, se observan internamente los caminos que recorre la tanza

Al igual que con la porción dorsal del antebrazo, la guía de transmisión implementada, incrementa la fricción de la tanza, por lo que se optó por un orificio único que permita darles libertad a las tanzas.

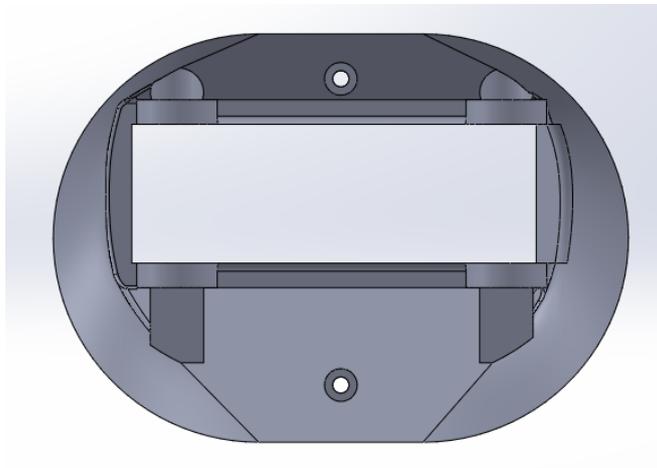


Ilustración 115 - Muñeca, vista superior con el orificio único

Por último, en su porción distal, la muñeca cuenta con cuatro paredes que encapsulan la palma con dos orificios que atraviesan la misma para poder fijarla.

Mano

El diseño de la mano se realizó de acuerdo a las dimensiones de la mano izquierda de la paciente. A partir del escaneo y de fotografías se trazó el contorno de la palma y los dedos. Como medida de seguridad del escaneo, y para tener mayor referencia de la mano izquierda, se le tomaron mediciones al ancho y perímetro de la muñeca, y al ancho de la palma a nivel de nudillos.

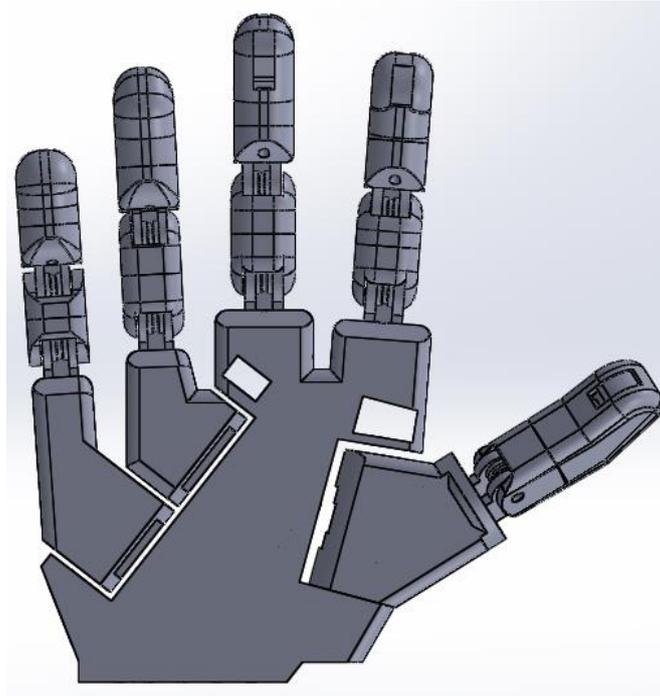


Ilustración 116 – Mano diseñada con la palma y sus dedos.

Partiendo de la muñeca hacia la parte distal de la mano, se observan 13 agujeros. Estos corresponden a los caminos que llevan la tanza y los cables del FSR desde los dedos hacia los servomotores y el circuito.

También se han realizado perforaciones para colocar topes a los ejes que articulan los dedos meñique-anular y pulgar.

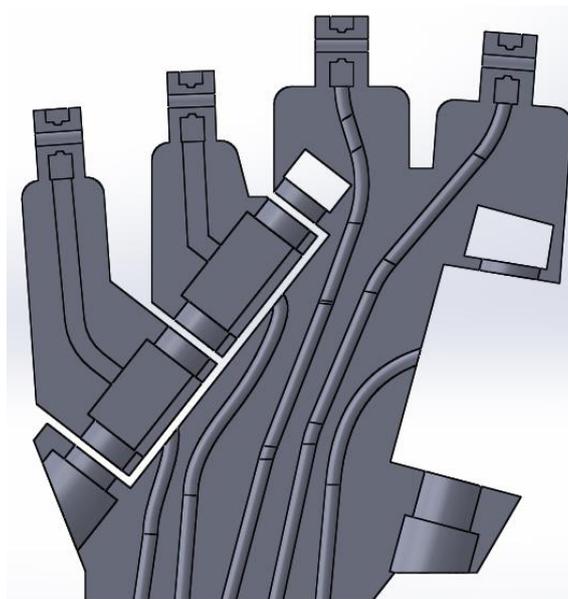


Ilustración 117 – Corte a la mitad de la palma, donde se pueden observar los caminos que recorren la tanza y los cables del FSR.

Dedos

Las articulaciones metacarpo falángica e interfalángica fueron realizadas basándose en un eje que atraviesa ambas piezas, que permite que una pieza gire sobre otra. A su vez, poseen una polea que permite el desplazamiento de la tanza cuando flexiona o extiende el dedo.

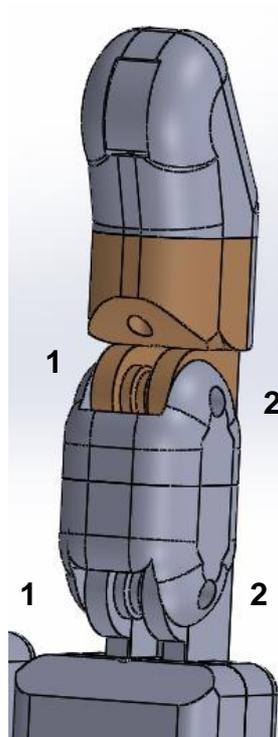


Ilustración 118 – Dedo índice, donde se pueden observar las poleas en las articulaciones metacarpo falángica e interfalángica (1), y los agujeros por donde atraviesa el eje de 3mm (2).

Para que el dedo se extienda hasta los 0° grados respecto a la muñeca, en el diseño se realizó un tope en la parte posterior de cada dedo. Lo mismo fue realizado en la parte anterior de la mano con cada dedo.

Dedo pulgar

El dedo pulgar, se diseñó con dos articulaciones, que corresponden a las articulaciones metacarpo falángica y trapecio metacarpiano.

En la mano de un humano, la articulación trapecio metacarpiana le da al pulgar la capacidad de rotar. Esto mejora la prensión de objetos y el control de los mismos. Al no poder replicar este movimiento, lo que se realizó fue colocar esta articulación con un ángulo de X grados respecto de la muñeca, para así poder mejorar el agarre y prensión de objetos.

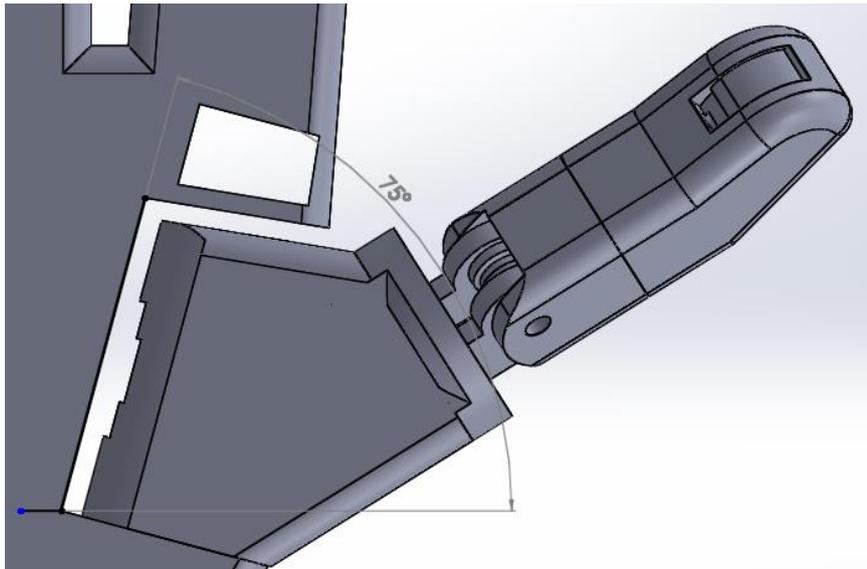


Ilustración 119 – Dedo pulgar. Se puede observar el ángulo de 75° entre la palma y la articulación trapecio metacarpiana.

Por su parte la articulación metacarpo falángica utilizada, permite la flexión y extensión del dedo pulgar.

En la porción distal del dedo gordo se puede observar el espacio para colocar el FSR.

Dedos meñique y anular

Estos dedos poseen la articulación carpo metacarpiana, la metacarpofalángica y la interfalángica proximal.

La articulación carpo metacarpiana, de manera similar a lo realizado con el pulgar (articulación trapecio metacarpiana), posee un ángulo X con respecto a la muñeca. Esto es para mejorar la prensión de objetos.

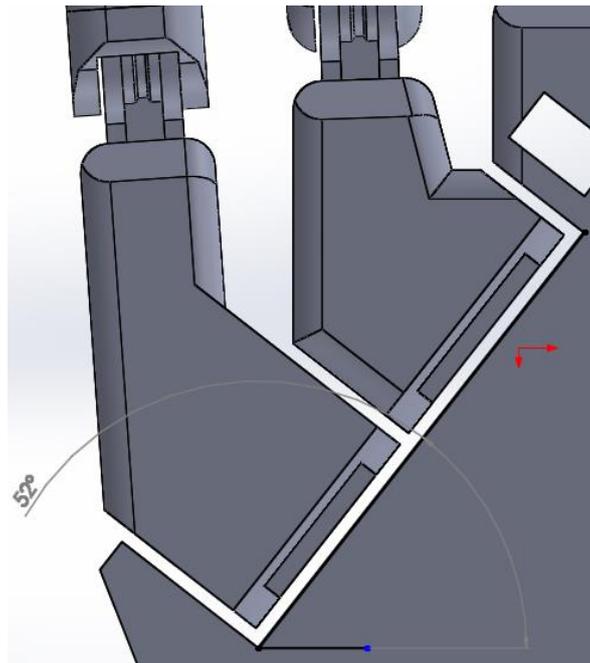


Ilustración 120 – Articulación carpo metacarpiana de los dedos meñique y anular con un ángulo de 52°.

Por su parte la articulación metacarpo falángica utilizada, permite la flexión y extensión de ambos dedos.

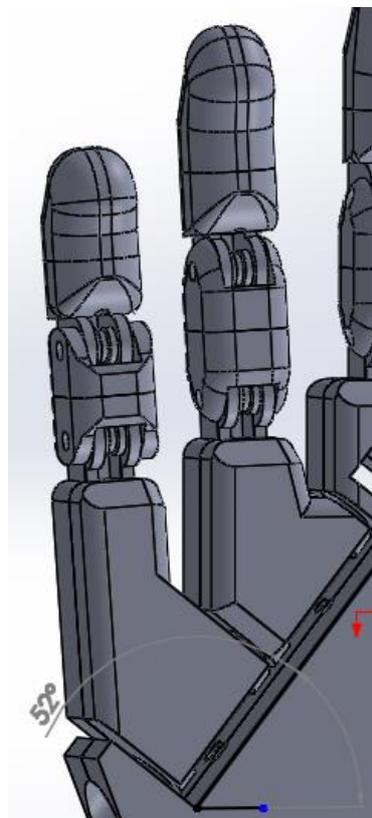


Ilustración 121 – Dedos meñique y anular, donde se observan todas sus articulaciones.

Dedos índice y mayor

Estos dedos presentan las articulaciones metacarpo falángica y la interfalángica proximal. Ambas permiten la flexión y extensión de cada parte del dedo.

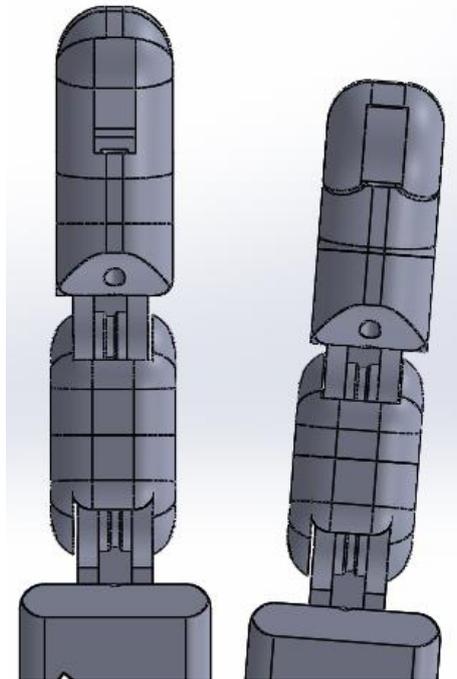


Ilustración 122 – Vista frontal dedos índice y mayor, donde se observan todas sus articulaciones.

En la porción distal de cada dedo se puede observar el espacio para colocar el FSR.

3.11.4. Impresión 3D

La impresión 3D fue realizada con la impresora Prusa I3 Pro B, la cual permite realizar impresiones en ABS, PLA, Madera, Nylon y PLA flexible. La prótesis ha sido impresa con material PLA de color Piel de la marca Grillon, configurada con el software gratuito Repetier Host.

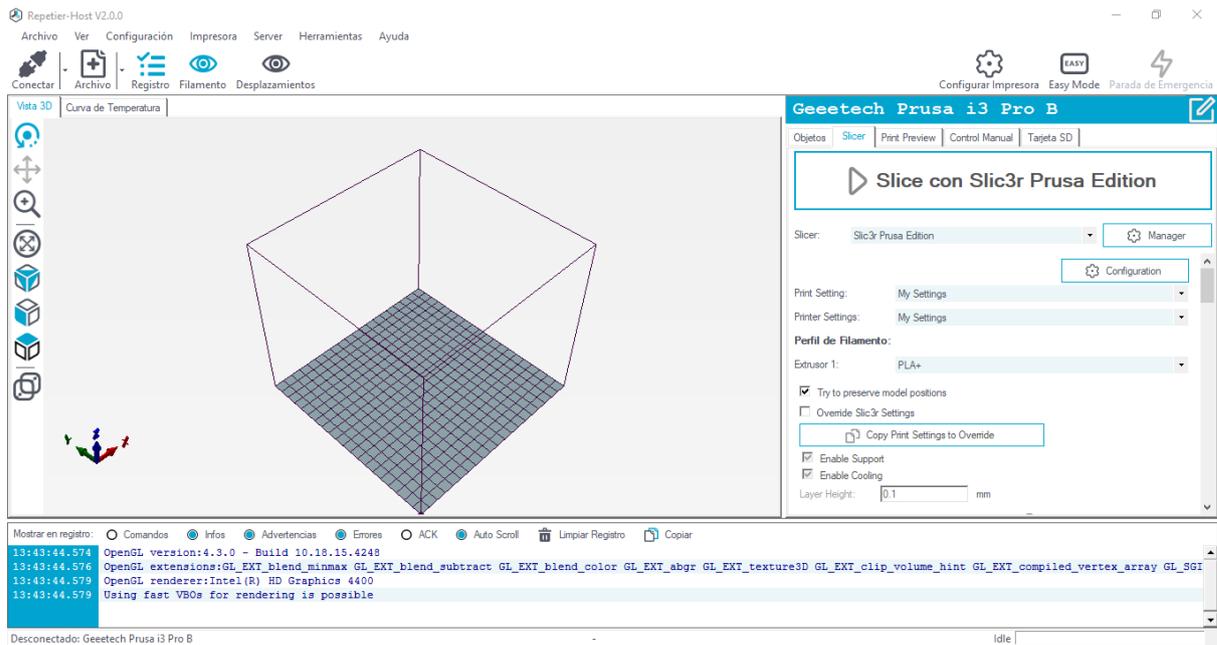


Ilustración 123 – Interfaz del software Repetier Host

La configuración utilizada para cada impresión fue:

- Temperatura de impresión: 210°C.
- Temperatura de cama: 65°C.
- Infill: 15%.
- Perímetros: 2.

Para los dedos, se utilizó una altura de capa de 0,1 mm para darle mayor detalle y precisión, mientras que para el resto de la prótesis se utilizó 0,2 mm. Todas las piezas, excepto la porción inferior del antebrazo fueron impresas sin soportes.

El tiempo total de impresión fue de 2057 minutos (34hs 17min) y la cantidad de material requerido fue de 90086mm de filamento (aproximadamente 270g).

3.12. Integración de prototipo final

Una vez ya impresas todas las piezas, con todos los componentes listos, se procedió al armado de la prótesis. En la siguiente imagen, se muestran todos los componentes utilizados:

Otra mini placa contiene los amplificadores y las resistencias de cada uno de los sensores de contacto. La misma se encuentra alimentada por el microcontrolador.

Una vez definido la ubicación de cada componente, se pasó al soldado de cables y ubicación de los mismos. Se fueron pasando uno a uno los sensores FSR y luego cada líder de acero.

Para poder armar y a la vez desarmar la prótesis, los componentes que se encuentran en la porción dorsal, se encuentran comunicados con la placa por medio de pines. De esta manera, podemos acceder a la parte interna de la prótesis con facilidad.

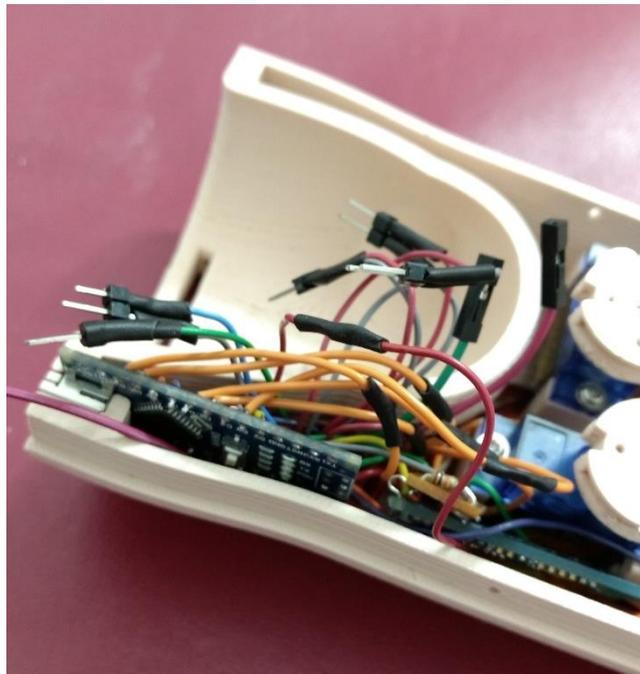


Ilustración 126 – Pines de conexión para pulsadores y pantalla, que permiten el armado y desarmado de la prótesis

Para aumentar el rozamiento entre el objeto y la prótesis, y así poder sujetarlos, se le pegó en la cara anterior de cada una de las piezas de la mano, tramos de poliuretano termoplástico, obtenida de una funda para teléfono celular, también conocido como TPU. Este material tiene la ventaja de ser antideslizante, y aumenta la capacidad de sostener objetos.

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”



Ilustración 127 – Mano protésica con pieza de TPU

Para la sujeción de la prótesis al paciente se utilizó licra y abrojos. Se diseñó un brazalete para el brazo de licra de 40 cm de largo y 6 cm de espesor, con un sistema de ajuste similar al de los tensiómetros aneroides. Además, cuenta con un anillo metálico para pasar sobre sí mismo y poderse ajustar. Este brazalete cuenta con dos tiras de licra de 15 cm de largo y 2 cm de ancho, que pasan por dos orificios en la porción ventral y dorsal del antebrazo. Ambas partes cuentan con abrojos para poder ajustar fácilmente el dispositivo al paciente.



Ilustración 128 – Sistema de sujeción implementado

El resultado final se puede observar en la ilustración 129, el cual muestra a la prótesis con todos sus accesorios para utilizarla. El peso total es de 468 gr.



Ilustración 129 – ARMYO

Capítulo 4: Evaluación del funcionamiento del dispositivo

4.1. Evaluación de respuesta del dispositivo Myo con un paciente amputado

Un punto importante a evaluar era el comportamiento del dispositivo en un paciente amputado, por lo que se realizó una prueba en una mujer que presentaba una agenesia bajo codo.

Para realizar esta prueba, primero se explicó el funcionamiento del Myo y se probó en el brazo sano de la paciente. En poco tiempo, pudo controlar las funciones básicas del dispositivo, por lo que se procedió a trabajar con el brazo amputado.

En este caso, se debió calibrar el brazalete para poder ajustar los parámetros de detección a las posibilidades de la paciente. La calibración se realizó con el usuario intentando simular los movimientos predeterminados por Thalmic Labs, pero luego de la misma, el dispositivo solo fue capaz de reconocer solo dos movimientos. Luego se volvió a calibrar, pero grabando cuatro movimientos que la paciente pudiese realizar y que a la vez sean totalmente independientes unos de otros. De esta forma, fue posible que el Myo reconociera los cuatro gestos. La prueba se realizó con el brazo en posición ventral, y extendido hacia el frente.

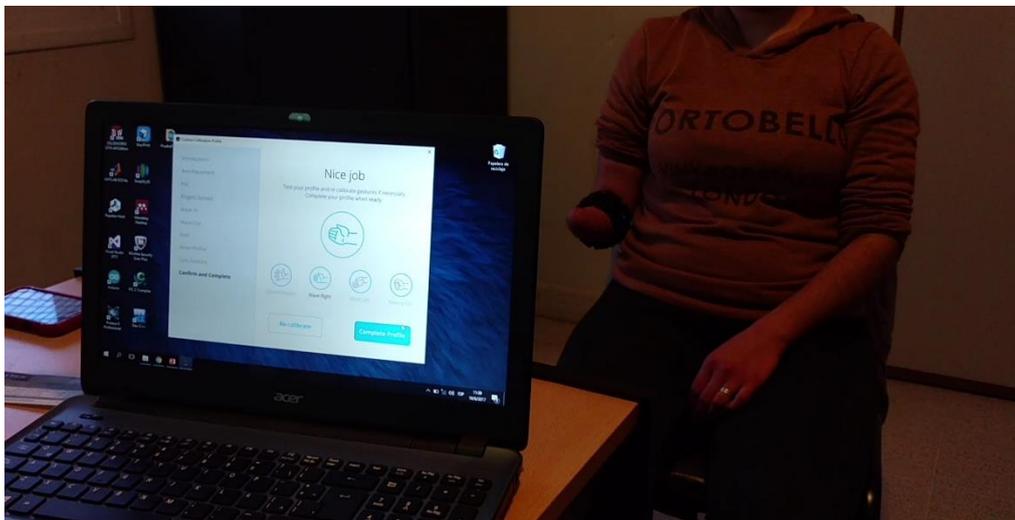


Ilustración 130 - Prueba del comportamiento del dispositivo Myo en paciente amputada

El dispositivo requiso de todos los clips para regular el tamaño, para que el brazalete pudiese adaptarse al tamaño del antebrazo. Esto probó una complicación más tarde, ya que el diámetro del antebrazo del paciente se vio reducido a tamaños que el Myo no alcanza. Por esto, se evaluó la posibilidad de

pasar una banda elástica encima del brazaletes, o de utilizar el brazaletes en el brazo.

4.2. Evaluación de comunicación entre Myo y la placa Arduino

Para evaluar la comunicación entre el brazaletes y el microprocesador se midieron los tiempos en que demoraba lograrse la conexión. Es decir, entre que el dispositivo era encendido, hasta que se encontraba listo para ser usado. Se tomaron 10 mediciones, y en promedio, el Myo indica que está conectado a los 12 segundos de encender el dispositivo, pero el mismo se encuentra listo para ser utilizado 12 segundos después. Es decir, que desde que se enciende, se deben esperar un total de 24 segundos para poder utilizarlo.

Luego, se analizó el comportamiento del dispositivo mientras se lo utilizaba. Se observó lo siguiente:

El dispositivo Myo demora en “desconectarse” del módulo Bluetooth aun cuando este ha sido apagado. Es decir, el led indicador del mismo se mantiene azul por 20 segundos aproximadamente. Esto demuestra un problema a la hora de resetear la prótesis ya que no se puede realizar un reseteo inmediato, sino que se debe esperar.

Si el dispositivo Myo entra en modo Sleep, es decir, no ha sido utilizado por un buen tiempo, es necesario resetear la prótesis para que realice la conexión nuevamente. Esto, sin embargo, no presentaría un problema a la hora de utilizar la prótesis, ya que el mismo movimiento de la persona, aun cuando la prótesis se encuentra en modo Bloqueo, evitaría que el Myo ingrese en modo Sleep.

4.3. Evaluación de respuesta y funcionalidad de la prótesis

Para evaluar la respuesta y funcionalidad de la prótesis, se comparó la habilidad de la prótesis de realizar las actividades requeridas por la paciente, así como su tiempo de respuesta.

Lo que se hizo fue evaluar cada actividad tomando el objeto o realizando la seña planteada. A continuación, se muestran los resultados para cada una:

4.3.1. Modo: Preensión fina

Cordones

Esta tarea se evaluó con cordones de una zapatilla de running. Debido a la gran presión que se debe ejercer en los mismos para poder atárselos, se pudo demostrar que no es posible realizar esta actividad, pero si es posible sostenerlos.



Ilustración 131 – Presión fina aplicada en cordones

Cartas

Actividad realizada con un naipe español. Al transcurrir el tiempo, se notó que las cartas mantenían su posición, incluso moviendo la mano. Se requiere la ayuda de la otra mano para situarlas en posición.



Ilustración 132 – Presión fina aplicada en cartas

Broche

Se evaluó con un broche de plástico para colgar ropa. No fue posible mantener el broche abierto, pero se lo pudo sujetar.

4.3.2. Modo: Casa

Sartén

Esta prueba se realizó con una sartén de tamaño medio. Se constató que la misma es capaz de levantar el objeto por el mango, y también de manipularlo. De todas maneras, esta prueba es muy subjetiva, ya que depende del tipo de sartén y del contenido que tenga.



Ilustración 133 – Presión de sartén

Esta posición también se probó para tomar utensilios de cocina de mango grande, como cucharas de madera, espátulas, etc.

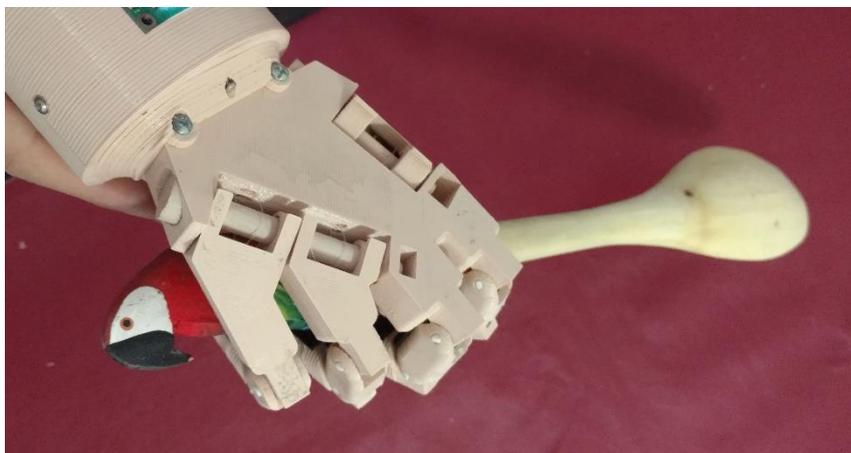


Ilustración 134 – Presión de cuchara de madera

Taza

Evaluado con taza de té de 250cm³. Se constató que es factible levantar la taza. Para poder lograrlo, se situó el dedo índice y mayor dentro de la manija de la taza.



Ilustración 135 – Prensión de taza

Recipiente

Para esta evaluación se utilizó un recipiente de tamaño medio, con forma ovalada. Al igual que con la sartén, esta prueba es muy subjetiva ya que depende del objeto utilizado. Se constató que es posible sostener el recipiente, pero no con fuerza suficiente como para agitarlo.



Ilustración 136 – Prensión de recipiente

4.3.3. Modo: Día a Día

Celular

Se lo evaluó con un Motorola Moto G4 Plus, cuyas dimensiones son 153 x 76.6 x 9.8 mm, y su peso es 155 gramos. Se corroboró que es posible levantarlo, sostenerlo, y realizar movimientos sosteniendo el celular.



Ilustración 137 – Presión de celular

Libro

Esta prueba depende del peso y tamaño de libro utilizado. Es por eso que se la realizó con una revista, de 30 hojas. Se corroboró que es posible sostener un libro.

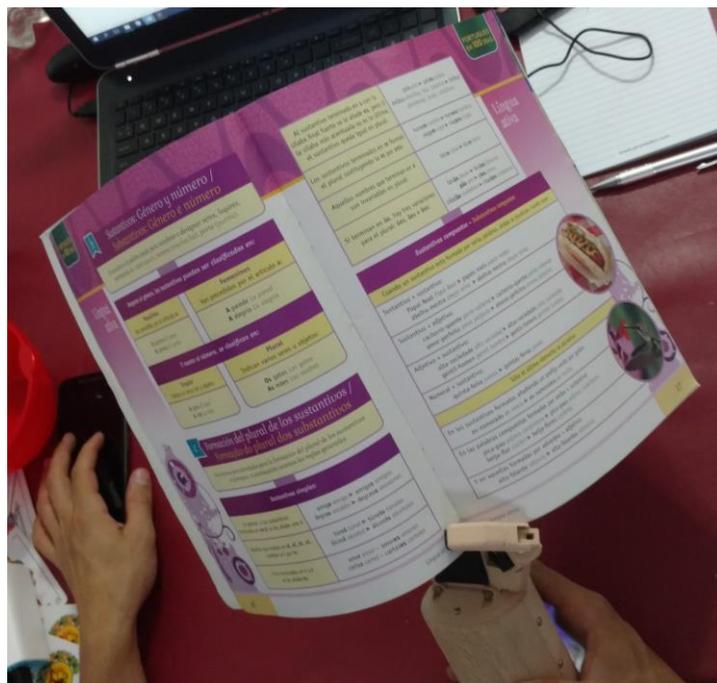


Ilustración 138 – Presión de revista

Tipeo

Se constató la funcionalidad de la posición planteada en una notebook.



Ilustración 139 – Posición de tipeo

4.3.4. Modo Señas

En el modo señas, los movimientos realizados por la mano, no corresponden a movimientos funcionales si no más vienen comunicativos; por lo que, no se le realizaron pruebas de funcionalidad.

4.4. Evaluación del desempeño de la batería

Para la evaluación del desempeño de la batería se realizaron mediciones de la tensión entregada por la misma, cada una hora, con la prótesis en funcionamiento, realizando movimientos aleatorios cada 10 minutos.

Los valores medidos se pueden visualizar en la ilustración 140:

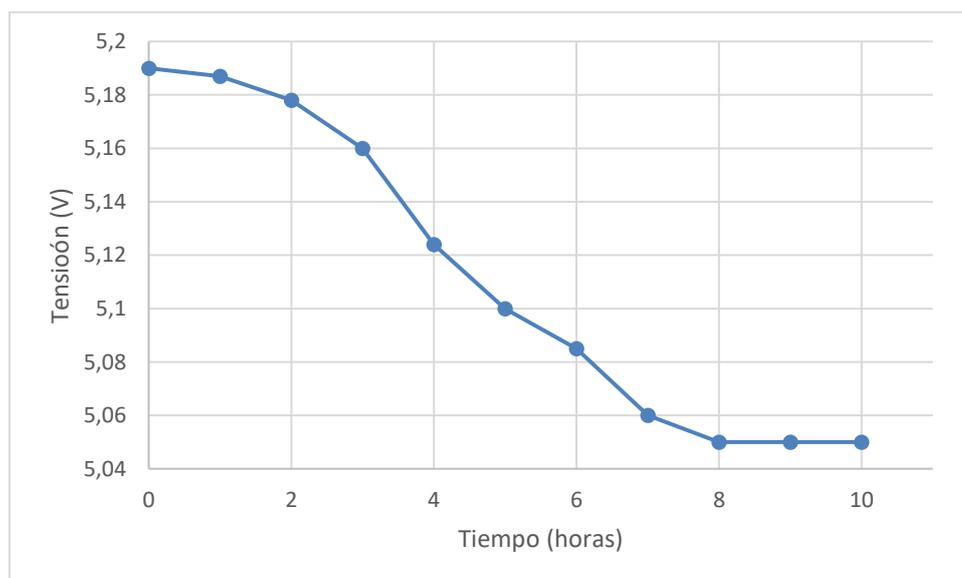


Ilustración 140 – Tensión de la batería en función del tiempo

Se verifica que la batería presenta variaciones de voltaje de 0,15 V, y que su autonomía de funcionamiento completo es de más de 8 horas. Sin embargo, la duración va a depender de la frecuencia con la que se realicen los movimientos.

4.5. Evaluación de conformidad de paciente

Para realizar esta evaluación, es necesario contar con una prótesis final, definida, como así también de un usuario entrenado y apto que ya la haya usado un cierto tiempo. Debido a estas razones, todavía no se tiene plasmada la prueba. Si bien el diseño realizado tiene un cierto grado de avance, restan revisar ciertas cuestiones que hacen que todavía no sea la prótesis final.

Al no haberla utilizado un tiempo determinado, el usuario no puede realizar una descripción exacta acerca de ARMYO. Hoy en día, la paciente se encuentra realizando el entrenamiento con el dispositivo Myo en el Centro de Prácticas de la Escuela de Kinesiología y Fisioterapia de la Universidad Nacional de Córdoba. Una vez confirmado que la paciente es capaz de manipularlo con facilidad, se empezarán las pruebas con la prótesis.

Lo que actualmente se tiene llevado a cabo, son primeras impresiones y evaluaciones de conformidad con respecto a la estética, peso, agarre, comodidad del cono de enchufe, entre otras cosas, y cuyos resultados, arrojan las siguientes conclusiones:

Myo

En la prueba inicial del paciente con el brazalete, el mismo ajustaba a su antebrazo con todos los clips de reducción de tamaño de manera justa. Sin embargo, en la última prueba, se notaba una reducción importante en la musculatura del antebrazo del paciente, por lo que el dispositivo estaba suelto. Se utilizó una muñequera de tenis para ajustar el Myo aún más, permitiendo una señal más fiel.

Pantalla Led – Interfaz:

Al no poseer articulación de la muñeca, y al no poder realizar una pronosupinación correctamente, la pantalla se torna incómoda de visualizar. Debido a no poder observar claramente la pantalla, se planteó la posibilidad de colocarle una vibración a cada gesto, a modo indicador con respecto a cuál se ha elegido.

Tamaño:

Se observó que el largo del brazo, con la prótesis, es exactamente igual al no amputado, lo que demuestra el correcto uso del modelado 3D. Para esta medición, la paciente se encontraba con su espalda y hombros apoyados contra la pared, sus pies juntos y sus brazos estirados. Con respecto al tamaño de la mano, el mismo replica en longitud a la mano no amputada, no así en el an-

cho. Por último, se observa que el antebrazo de la prótesis es un poco más grande del brazo amputado, pero no corresponde a algo significativo según la paciente. Vale la pena recordar que se resignó seguir perfectamente la anatomía del paciente en el antebrazo para poder controlar cada dedo individualmente.



Ilustración 141 – Comparación de largo de la prótesis con el brazo sano de la paciente

Cono de enchufe:

El cono de enchufe se siente más grande, por lo que se tiene que colocar un material que ajuste más el muñón al mismo. Esto fue pensado para evitar el contacto de la prótesis con la persona.

Peso:

De acuerdo con las primeras pruebas, la paciente lo sintió un poco pesado, pero no tanto como lo esperaba. Su experiencia con prótesis estéticas, le indican que es mucho más liviana.

Un antebrazo junto con la mano, pesan entre un 1,94% y un 2,10% del peso total de la persona. Teniendo en cuenta que el peso del paciente es de 58 kg, una prótesis desarticulada de codo debería pesar 1,16 kg. Considerando que la persona posee una amputación bajo codo, la prótesis junto con el muñón tendría que sumar este peso. Se considera que el peso del muñón corresponde a un 30% del calculado (348 gr), debido a características morfológicas como el largo y la atrofia. ARMYO pesa 468 gr, lo que nos deja un total de 816 gr.

Colocación:

Se tomaron aproximadamente 30 segundos de demora en la colocación. La paciente no sintió complejidad a la hora de ponerse la prótesis.

Agarre:

Similarmente a lo sucedido con la pantalla, al no poder realizar la pronosupinación correctamente, a la hora de realizar algunos de los movimientos programados, se debe adoptar una postura incómoda.



Ilustración 142 – Paciente sosteniendo una taza con la prótesis

Funciones:

Se evaluaron las funciones programadas y la relación paciente-prótesis. La paciente fue capaz de controlar en primera instancia la prótesis, como así también las funciones. Si bien la capacidad de discernir la distancia y la ubicación para agarrar objetos requiere un largo proceso de entrenamiento, la primera prueba denota lo versátil e intuitivo que es el diseño.

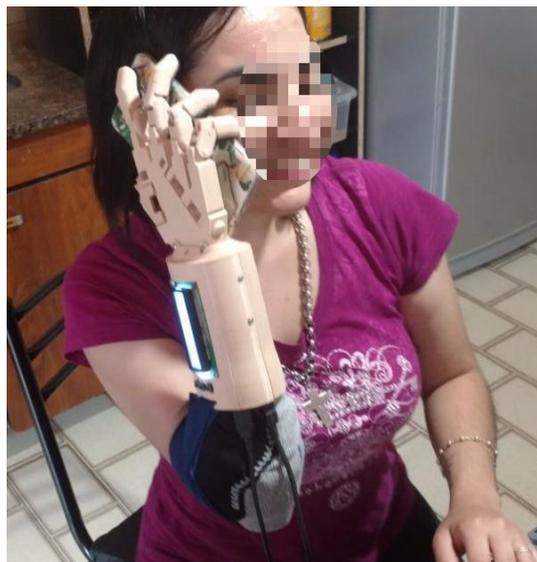


Ilustración 143 – Paciente sosteniendo el celular, realizando una llamada

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

Batería:

La paciente declaró que el uso de cables se torna un poco incómodo a la hora de moverse.

Capítulo 5: Estructura de costos

Dentro de un análisis de costos, no solamente son importantes el precio de cada material, sino también las horas de trabajo de investigación y desarrollo. En este capítulo se analizan los costos totales de diseño y de investigación y desarrollo.

5.1. Costo de materiales

A continuación, se detallan las cantidades y el precio de los componentes físicos utilizados en el desarrollo de ARMYO.

Materia Prima			
Componente	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
Myo	1	\$ 3.520,00	\$ 3.520,00
Arduino Nano	1	\$ 120,00	\$ 120,00
Motor SG90	5	\$ 80,00	\$ 400,00
Módulo BT HM-10	1	\$ 170,00	\$ 170,00
Sensor de contacto FSR	3	\$ 180,00	\$ 540,00
Pantalla LCD 16x2	1	\$ 95,00	\$ 95,00
Módulo I2C	1	\$ 60,00	\$ 60,00
Batería externa 10400mA/h	1	\$ 700,00	\$ 700,00
Tanza de plástico	1	\$ 40,00	\$ 40,00
Amplificador LM358	2	\$ 7,00	\$ 14,00
Resistencias al 1%	8	\$ 0,50	\$ 4,00
Capacitor electrolítico 100nF	3	\$ 1,00	\$ 3,00
Pulsadores	3	\$ 2,00	\$ 6,00
Ficha USB Hembra	1	\$ 16,00	\$ 16,00
Cable USB Macho - Macho	1	\$ 70,00	\$ 70,00
Placa Universal 5x5	1	\$ 5,00	\$ 5,00
Cable multifilar (el metro)	1	\$ 5,00	\$ 5,00
PLA (por kg)	0,271	\$ 380,00	\$ 102,98
Total			\$ 5.850,98

Tabla 6 – Costos materia prima

Los precios están puestos a valor de mes octubre de 2017.

5.2. Costo de investigación y desarrollo

Este valor está representado por las tareas realizadas y el tiempo implementado para llevar a cabo cada una de ellas. Las mismas, se ven representadas en la siguiente tabla:

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

Tarea	Tiempo (horas)
Estudio de fundamentos fisiológicos	50
Evaluación de dispositivo Myo en paciente	2
Establecimiento de requisitos de diseño	5
Impresión de prototipo	40
Diseño y desarrollo del hardware	30
Diseño y programación de Arduino	30
Escaneo	3
Diseño y desarrollo del cono de enchufe	45
Diseño y desarrollo de mano y antebrazo	52
Impresión de la prótesis	35
Entrenamiento de paciente, pre y pos colocación	46
Evaluación de funcionamiento del dispositivo	25
Tiempo total	363

Tabla 7 – Tiempo empleado en investigación y desarrollo del dispositivo.

El costo de investigación y desarrollo (I+D), se calcula a partir de las tarifas determinadas por el Colegio de Ingenieros Especialistas de Córdoba, el cual establece un sueldo mínimo para un ingeniero recién recibido y sin experiencia, de \$19600 por mes de trabajo.

El precio por hora de trabajo, considerando una semana laboral de 44 horas, es de \$111.36, lo que resulta en un costo total de \$35969.28 en I+D.

Conclusiones

Al finalizar el proyecto, se concluye que los objetivos planteados al inicio se alcanzaron satisfactoriamente, logrando un control intuitivo, reproducible, aplicable y de bajo costo, de una prótesis de miembro superior.

El dispositivo Myo, resultó una herramienta versátil, simple de utilizar, que permite la comunicación inalámbrica con múltiples dispositivos, para controlar diferentes objetos y aplicaciones. Su aplicación en la prótesis, evitó que el paciente requiera la conexión de electrodos descartables y de entrenamiento extensivo para poder controlarla. Si bien demora un largo tiempo en conectarse, la conexión es estable y de alta velocidad de transmisión de datos.

Desde el punto de vista del diseño, se logró un dispositivo con un cono de enchufe a medida del paciente, que se acopla sin problemas al mismo, y que presenta una fijación sencilla y cómoda al brazo. Estéticamente, la prótesis intenta reflejar la anatomía del brazo izquierdo, con excepción del antebrazo, ya que se valoró el espacio interno para la colocación de componentes.

El sistema permite configurar la posición de cada dedo individualmente, lo que le agrega funcionalidad a la prótesis, al igual que el cambio de modo. Teniendo en cuenta que la prótesis fue diseñada para uso doméstico, los servomotores seleccionados cumplen con el objetivo. Sin embargo, a la hora de levantar objetos pesados, los mismos no presentan el suficiente torque. Por otro lado, se comprobó con los sensores de tipo FSR no le han otorgado la funcionalidad esperada a la prótesis, debido a que los motores se frenan ante una baja resistencia otorgada.

La interfaz de usuario lograda es intuitiva, y le da al usuario la capacidad de utilizar y manejar la prótesis a su manera. El diseño de conexión de batería le permite conectarla y removerla con facilidad y rapidez. A pesar de que el power bank implementado es grande, la capacidad que posee le da a la prótesis una autonomía de más de 8hs. Este valor es utilizando la prótesis de manera permanente.

Podemos decir que a lo largo del proyecto nos encontramos con dificultades que escapan a nuestra formación como Ingenieros Biomédicos, lo que marca la importancia del trabajo interdisciplinario. El espacio que brinda la facultad para el desarrollo y el conocimiento, nos permitió superar las adversidades que se cruzaron en el camino.

El proyecto fue pensado para aumentar el bienestar de una persona amputada, aplicando la ingeniería en el desarrollo del mismo. Creemos que la misma es una herramienta clave en el desarrollo de dispositivos y/o aplicacio-

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

nes, que le den la posibilidad a las personas con discapacidad a mejorar su calidad de vida.

Mejoras a futuro

La finalización del proyecto y el cumplimiento de los objetivos no implican que el dispositivo no requiera mejoras. Las posibles mejoras implican al diseño implementado, al control electromecánico, al sistema de transmisión y a la conexión del Myo. Se presentan a continuación:

- Lograr una conexión más veloz entre el Myo el módulo Bluetooth.
- Poder diseñar un sistema de procesamiento de la señal cruda que toman los 8 sensores del brazalete Myo, con el objetivo de lograr mayor funcionalidad.
- Implementar motores, servomotores o actuadores lineales que le otorguen a la prótesis mayor fuerza de agarre.
- Mejorar el sistema de transmisión, ya sea con otro material no elástico, o utilizando otro sistema diferente.
- Reducir el tamaño de componentes electrónicos.
- Incluir la batería dentro del diseño de la prótesis, para darle mayor portabilidad.
- Lograr una interfaz reducida, que mejore la estética sin perder funcionalidad.
- Realizar un sistema de detección óptimo que le aumente la funcionalidad, y que otorgue al usuario un feedback.
- Modificar la articulación del dedo pulgar, para mejorar el agarre de objetos de pequeño y gran tamaño.
- Reemplazar el sistema de sujeción por un cono de enchufe que no requiera de otro sistema para fijar la prótesis.
- Lograr un diseño que imite la morfología del brazo no amputado para integrar mejor al paciente con el dispositivo.
- Mejorar la calidad de impresión utilizando otra impresora de alta gama, y utilizando otro material que otorgue mayor resistencia.
- Incluir el Myo dentro del diseño de la prótesis.

Bibliografía y Referencias

- [1] C. L. Taylor and R. J. Schwarz, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand,” *Artificial Limbs*. 1955.
- [2] M. Latarjet and A. Ruiz Liard, “Huesos de la mano,” in *Anatomía Humana*, 4°.., E. A. Piró, Ed. Editorial Medica Panamericana, 2004, pp. 483–487.
- [3] H. Rouvière and A. Delmas, *Anatomía Humana Descriptiva, Topográfica y Funcional*, 11°. Barcelona: Masson, 2005.
- [4] K. S. Lee and M. C. Jung, “Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand Function,” *Saf. Health Work*, vol. 9, no. 17, p. 9, 2015.
- [5] M. Latarjet and A. Ruiz Liard, “Músculos del antebrazo,” in *Anatomía Humana*, 4°.., E. A. Piró, Ed. Editorial Medica Panamericana, 2004, pp. 557–577.
- [6] M. Latarjet and A. Ruiz Liard, “Músculos de la mano,” in *Anatomía Humana*, 4°.., E. A. Piró, Ed. Editorial Medica Panamericana, 2004, pp. 577–589.
- [7] A. R. Eynard, M. A. Valentich, and R. A. Rovasio, *Histología y Embriología del ser humano: Bases celulares y moleculares*, 4°. Buenos Aires: Panamericana, 2008.
- [8] Open Source Project with Multiple Authors, “Sensory Systems - Physiology and Computer Simulations.” 2013.
- [9] K. E. Barrett, S. M. Barman, S. Boitano, and H. L. Brooks, *Ganong Fisiología Médica*, 23°. The McGraw-Hill Companies, 2010.
- [10] R. Merletti and P. A. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2004.
- [11] R. . P. P. Merletti, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. 2004.
- [12] M. B. I. Raez, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, M. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications.,” *Biol. Proced. Online*, 2006.
- [13] International Standard Organization, “ISO 8373:1994.” 1994.
- [14] J. A. Angelo, *Robotics: A Reference Guide to the New Technology*. Westport: Greenwood Press, 2007.
- [15] G. Gómez, “Apunte de Robótica en Medicina.” Córdoba, 2016.
- [16] RAE, “Real Academia Española.” [Online]. Available: <http://www.rae.es/>. [Accessed: 15-Aug-2017].
- [17] L. Farro, R. Tapia, L. Bautista, R. Montalvo, and H. Iriarte,

“Características clínicas y demográficas del paciente amputado.” Lima, p. 4, 2012.

- [18] J. C. Leon Castro, D. M. Galvez Dominguez, A. D. Arcas Patricio, and J. L. Elosegui Bilbao, *Fisioterapeuta del Servicio de Salud de la Comunidad de Madrid. Temario*. EDITORIAL MAD, S.L., 2005.
- [19] O. Dr. Fernandez Mendoza and A. Dr. Gonzales Moreno, “Cirugía Radical en el Aparato Locomotor,” in *Cirugía Ortopédica y Traumatológica*, .
- [20] Programa de Medicina y Cirugía, “Persona con Amputación - Guía de Rehabilitación.” Universidad Tecnológica de Pereira, p. 52, 2013.
- [21] J. C. Hernandez Garcia, “FRECUENCIA Y CAUSAS DE AMPUTACIÓN EN PACIENTES ATENDIDOS EN LA DIRECCIÓN DE ATENCIÓN A LA DISCAPACIDAD, POR EL PROGRAMA DE APOYO DE AYUDAS FUNCIONALES DEL DIF ESTADO DE MÉXICO, 2011-2012,” Universidad Autonoma del Estado de Mexico, 2013.
- [22] H. Barouti, M. Agnello, and P. Volckmann, “Amputaciones del miembro superior,” in *Enciclopedia Medico Quirurgica*, Paris: Elsevier.
- [23] R. H. Meier and D. J. Atkins, *Functional Restoration of Adults and Children with Upper Extremity Amputation*. New York: Demos Medical Publishing, LLC., 2004.
- [24] Ortopedia Jens Muller, “Prótesis estéticas.” [Online]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-esteticas/>. [Accessed: 17-Aug-2017].
- [25] Ortopedia Jens Muller, “Prótesis mecánicas e híbridas.” [Online]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mecanicas-e-hibridas/>. [Accessed: 16-Aug-2017].
- [26] Ortopedia Jens Muller, “Prótesis mioeléctrica.” [Online]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mioelectrica/>. [Accessed: 17-Aug-2017].
- [27] Thalmic Labs, “Thalmic Labs | Makers of the Myo Gesture Control Armband.” [Online]. Available: <https://www.thalmic.com/>. [Accessed: 12-May-2017].
- [28] Thalmic Labs, “Tech Specs | Myo Battery Life, Dimensions, Compatibility, and More.” [Online]. Available: <https://www.myo.com/techspecs>. [Accessed: 12-May-2017].
- [29] Thalmic Labs, “How does the Myo armband work?” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202532376-How-does-the-Myo-aramband-work->. [Accessed: 12-May-2017].
- [30] Thalmic Labs, “Can Myo control multiple devices at the same time? – Welcome to Myo Support.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202535486-Can-Myo->

control-multiple-devices-at-the-same-time-. [Accessed: 15-Aug-2017].

- [31] Thalmic Labs, “Using two or more Myo armbands at the same time.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202535476-Using-two-or-more-Myo-arambands-at-the-same-time>. [Accessed: 13-May-2017].
- [32] Thalmic Labs, “Dermatological sensitivity.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202651883-Dermatological-sensitivity>. [Accessed: 12-May-2017].
- [33] Thalmic Labs, “Operating environment.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/200925189-Operating-environment>. [Accessed: 13-May-2017].
- [34] Thalmic Labs, “What is the operating frequency and power output of the Myo armband?” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/206976106-What-is-the-operating-frequency-and-power-output-of-the-Myo-aramband->. [Accessed: 12-May-2017].
- [35] Thalmic Labs, “Battery life of the Myo armband.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202641403-Battery-life-of-the-Myo-aramband>. [Accessed: 12-May-2017].
- [36] Thalmic Labs, “What gestures does the Myo armband recognize?” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202647853-What-gestures-does-the-Myo-aramband-recognize->. [Accessed: 13-May-2017].
- [37] Thalmic Labs, “Locking and unlocking controls for Myo.” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/208806926-Locking-and-unlocking-controls-for-Myo>. [Accessed: 13-May-2017].
- [38] Thalmic Labs, “Diagnostics - Myo.” [Online]. Available: <http://diagnostics.myo.com/>. [Accessed: 15-Aug-2017].
- [39] Thalmic Labs, “MyoDuino - Myo Market.” [Online]. Available: <https://market.myo.com/app/54bd7403e4b00db53ad527a2/myoduino->. [Accessed: 15-Aug-2017].
- [40] 3Dprinting, “What is 3D printing?” [Online]. Available: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>. [Accessed: 23-Sep-2017].
- [41] 3D Hubs, “The advantages of 3D Printing.” [Online]. Available: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/advantages-3d-printing>. [Accessed: 26-Sep-2017].
- [42] Wikipedia, “Modelado 3D.” [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Modelado_3D. [Accessed: 23-Sep-2017].
- [43] 3D Hubs, “What is 3D Printing? The definitive guide.” [Online]. Available: <https://www.3dhubs.com/what-is-3d-printing#technologies>. [Accessed: 28-Sep-2017].

- [44] 3D Hubs, “FDM 3D Printing Materials Compared.” [Online]. Available: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared>. [Accessed: 26-Sep-2017].
- [45] Aniwaa, “3D scanning technologies.” [Online]. Available: <http://www.aniwaa.com/3d-scanning-technologies-and-the-3d-scanning-process/>. [Accessed: 28-Sep-2017].
- [46] “Preguntas Frecuentes (FAQ) - Atomic Lab.” [Online]. Available: <https://www.facebook.com/notes/atomic-lab/preguntas-frecuentes-faq/1109741959159108/>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [47] E-nable, “FAQs (General) – Enabling The Future.” [Online]. Available: <http://enablingthefuture.org/faqs-general/>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [48] E-nable, “NEED A HAND – Enabling The Future.” [Online]. Available: <http://enablingthefuture.org/ineedahand/>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [49] Ottobock USA, “Bebionic hand.” [Online]. Available: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [50] Touch Bionics, “History.” [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/about/history>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [51] Touch Bionics, “i-limb quantum.” [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-quantum>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [52] Touch Bionics, “i-limb accessories.” [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/i-limb-accessories>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [53] S. Liberatore, “The Pentagon’s research firm DARPA LUKE bionic arm is ready for production | Daily Mail Online.” [Online]. Available: <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-4069290/The-Pentagon-s-Luke-Skywalker-inspired-bionic-arm-FINALLY-ready-DARPA-begins-fitting-veterans-prosthetic-limb-powered-muscle-twitches.html>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [54] DARPA, “DARPA Provides Mobius Bionics LUKE Arms to Walter Reed.” [Online]. Available: <https://www.darpa.mil/news-events/2016-12-22>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [55] Mobius Bionics, “All about the Luke Arm.” [Online]. Available: <http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [56] IRAM, “Qué es una Norma.” [Online]. Available: <http://www.iram.org.ar/index.php?id=Que-es>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [57] International Organization for Standardization, *ISO 10993-1: “Biological evaluation of medical devices - Part 1: Evaluation and testing within a risk management process”*; 2009.

- [58] AdamsHand, “ADAM’S Hand: a Low-cost Myoelectric Transradial Prosthesis Using Myo Armband: 5 Steps.” [Online]. Available: <http://www.instructables.com/id/ADAMS-Hand-a-Low-cost-Myoelectric-Transradial-Pros/>. [Accessed: 31-May-2017].
- [59] Arduino, “Arduino Nano.” [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>. [Accessed: 23-Oct-2017].
- [60] JNHuaMao Technology Company, “HM10 Bluetooth module Datasheet.” JNHuaMao Technology Company , Shandong, China, p. 24, 2013.
- [61] Thalmic Labs, “What are the different LED status descriptions for the Myo armband?” [Online]. Available: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202724369>. [Accessed: 23-Oct-2017].

Anexos

Anexo N° 1: Evaluación de Biocompatibilidad

Medical device categorization by			Biological effect												
Nature of Body Contact	Contact Duration		Cytotoxicity	Sensitization	Irritation or Intracutaneous Reactivity	Acute Systemic Toxicity	Material-Mediated Pyrogenicity	Subacute/Subchronic Toxicity	Genotoxicity	Implantation	Hemocompatibility	Chronic Toxicity	Carcinogenicity	Reproductive/Developmental Toxicity#	Degradation@
Category	Contact	A – limited (<24 h) B – prolonged (>24 h to 30 d) C – permanent (> 30 d)													
Surface device	Intact skin	A	X	X	X										
		B	X	X	X										
		C	X	X	X										
	Mucosal membrane	A	X	X	X										
		B	X	X	X	O	O	O		O					
		C	X	X	X	O	O	X	X	O		O			
	Breached or compromised surface	A	X	X	X	O	O								
		B	X	X	X	O	O	O		O					
		C	X	X	X	O	O	X	X	O		O	O		
External communicating device	Blood path, indirect	A	X	X	X	X	O				X				
		B	X	X	X	X	O	O			X				
		C	X	X	O	X	O	X	X	O	X	O	O		
	Tissue ⁺ /bone/dentin	A	X	X	X	O	O								
		B	X	X	X	X	O	X	X	X					
		C	X	X	X	X	O	X	X	X		O	O		
	Circulating blood	A	X	X	X	X	O		O		X				
		B	X	X	X	X	O	X	X	X	X				
		C	X	X	X	X	O	X	X	X	X	O	O		
Implant device	Tissue ⁺ /bone	A	X	X	X	O	O								
		B	X	X	X	X	O	X	X	X					
		C	X	X	X	X	O	X	X	X		O	O		
	Blood	A	X	X	X	X	O		O	X	X				
		B	X	X	X	X	O	X	X	X	X				
		C	X	X	X	X	O	X	X	X	X	O	O		

Anexo N° 2: Consentimiento informado

Declaración de Consentimiento Informado

Córdoba, 08 de NOVIEMBRE de 2017.

TATIANA ELIZABETH CEBALLO DNI 35108771 en calidad de PARTICIPANTE, en presencia de EDUARDO S. GARCIA, DNI 28800313 en calidad de TESTIGO, por el presente documento declaro haber leído y comprendido la hoja de información adjunta, haber podido hacer preguntas, estar satisfecho con la información brindada por el INVESTIGADOR Gorosito Martín Alejandro, DNI 38001073 y el INVESTIGADOR Jara Nicolás, DNI 38001718 y conocer que mi participación es voluntaria y conocer que puedo retirarme de la investigación en cualquier momento, sin que ello implique un perjuicio para mi persona.

Expreso mi libre conformidad para participar en las pruebas en el PROYECTO: “Control de prótesis funcional de miembro superior a partir de dispositivo Myo” como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.

Firma del Voluntario

CEBALLO TATIANA

Aclaración

Firma del Testigo

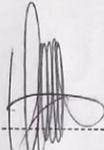
GARCIA EDUARDO

Aclaración

Autorización de publicación de videos e imágenes

Córdoba, 08 de NOVIEMBRE de 2017

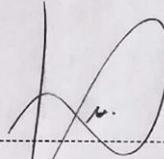
TATIANA ELIZABETH CEBALLOS, DNI 95108771 en calidad de PARTICIPANTE, en presencia de GARCÍA EDUARDO SEBASTIÁN, DNI 28800813 en calidad de TESTIGO, por el presente documento autorizo y expreso mi libre conformidad para publicar imágenes y videos de las pruebas realizadas en el PROYECTO: "Control de prótesis funcional de miembro superior a partir de dispositivo Myo" como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica, en eventos y publicaciones de divulgación científica.



Firma del Voluntario

CEBALLOS TATIANA

Aclaración



Firma del Testigo

GARCÍA EDUARDO S

Aclaración

Hoja de Información de Investigación

Título de la Investigación:

“Control de prótesis funcional de miembro superior a partir de dispositivo Myo” como parte de un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica.

Investigadores:

Nombre y Apellido	DNI	Organización
Beltramone, Diego	22.371.253	Director
Gorosito, Martín Alejandro	38.001.073	Investigador
Jara, Nicolás	38.001.718	Investigador

Datos de contacto

Nombre: Beltramone, Diego – Director del proyecto

Teléfono: +54 9 351 573-1114

Correo Electrónico: diego.beltramone@unc.edu.ar

Nombre: Gorosito, Martín Alejandro – Investigador

Teléfono celular: +54 9 351 650-5725

Correo Electrónico: martin.alejandro.gorosito@gmail.com

Nombre: Jara, Nicolás – Investigador

Teléfono celular: +54 9 3492 57-5110

Correo Electrónico: jara.nicoo@gmail.com

Objetivo que se busca alcanzar el proyecto

La meta del presente proyecto consiste en darles la posibilidad a aquellas personas que han sufrido una amputación de miembro superior, sea congénita o traumática, de mejorar su calidad de vida a partir de la colocación de una prótesis funcional. Esto implica una inserción tanto en lo laboral como en lo social, un mejor desempeño en las actividades diarias, y una mejor salud.

El objetivo es realizar una prótesis funcional de miembro superior que le permita al usuario recuperar la función prensil. La misma se colocará en el muñón, cuyo diseño y ensamble se realizará en el marco del proyecto integrador. A través del dispositivo Myo, se realizará la adquisición de la señal mioeléctrica, la cual será procesada y traducida en un movimiento de la prótesis.

Etapas de la investigación:

1. Información al Voluntario

- 1.1. Explicación verbal de los pasos a seguir durante la Investigación
- 1.2. Firma del Consentimiento Informado

2. Evaluación de la utilización del dispositivo Myo.

Control del Myo por parte del paciente, para constatar la viabilidad de la realización del proyecto. Evaluación de gestos a realizar.

3. Diseño de hardware y pruebas.

4. Evaluación del proceso de desarrollo.

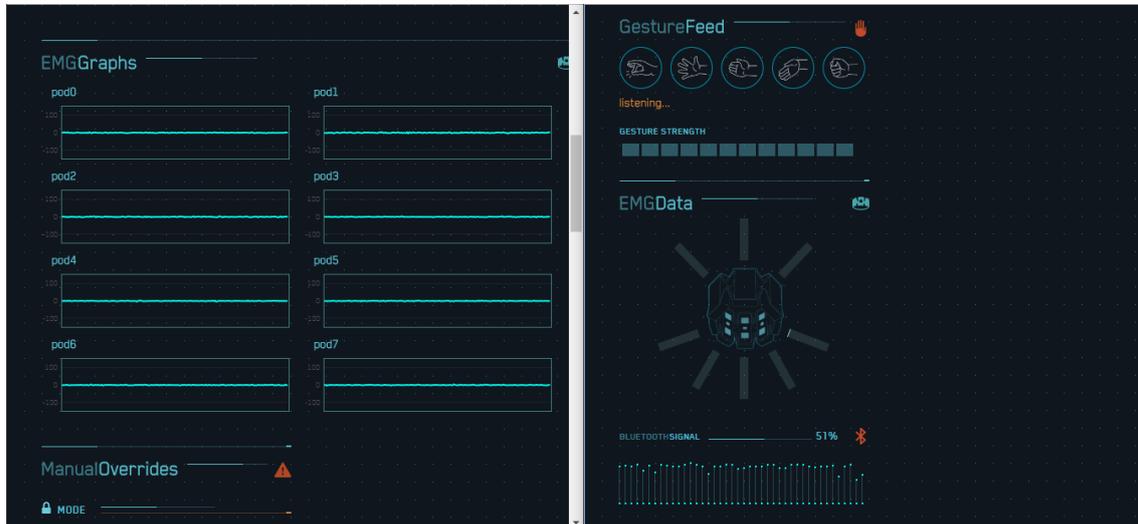
Evaluación de la relación usuario investigador y de los resultados que se obtuvieron en el control.

Consideraciones

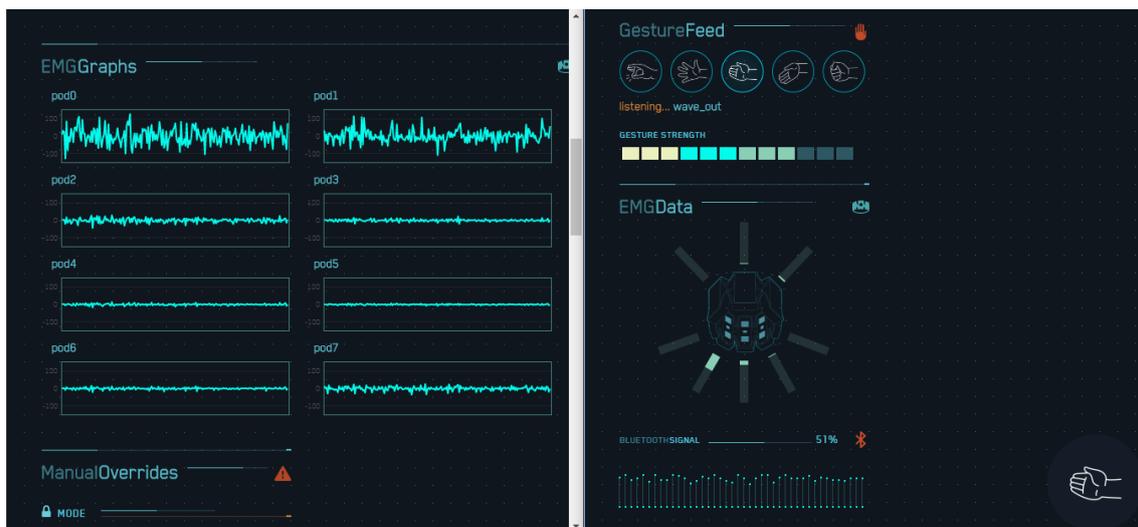
- Se lo invita a participar de la investigación de forma voluntaria, para lo que debe conocer que ningún procedimiento de los que se llevarán a cabo durante la investigación será invasivo.
- Se prevé que el Voluntario pueda verse afectado por molestias musculares. En tal caso, deberá avisar de inmediato a los investigadores.
- Todos los archivos en los que se identifique al Voluntario serán manejados con total confidencialidad, teniendo acceso a los mismos sólo el Voluntario, los investigadores y, en el caso que lo amerite y con el permiso del paciente, algún asesor externo.
- Solo con el consentimiento por escrito del Voluntario podrán presentarse los avances de la investigación en congresos, seminarios, etc.
- Nunca se divulgará la identidad del Voluntario.
- Al tratarse de una participación voluntaria, el Voluntario es libre de negarse a participar o retirarse de la investigación cuando lo desee, sin que ello implique un perjuicio para su persona.
- Se le informará al Voluntario acerca de las limitaciones que presente la prótesis.

Anexo N° 3: Actividad mioeléctrica detectada por Myo

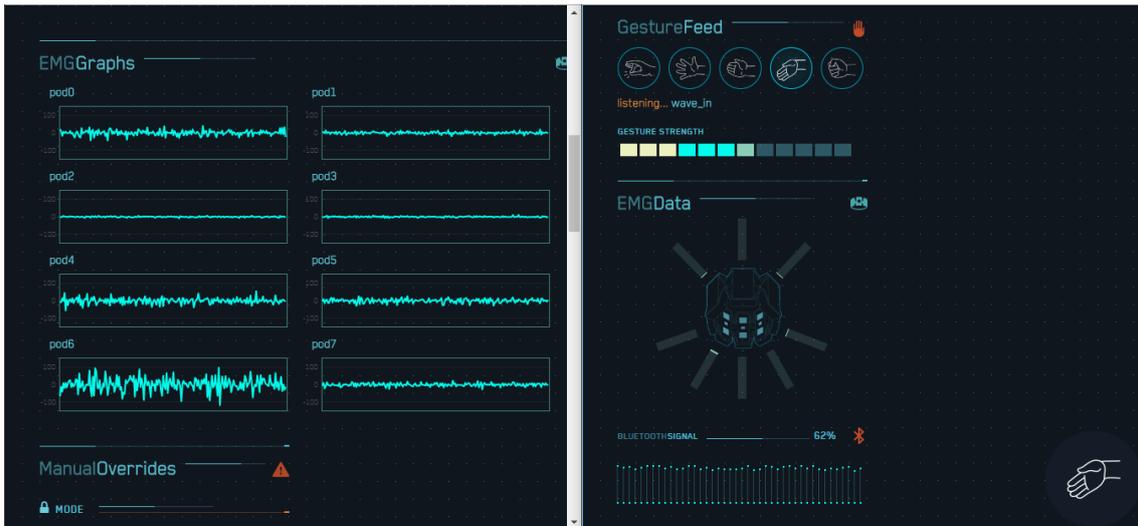
Gesto “Rest” (descanso) desde Diagnostics Webpage



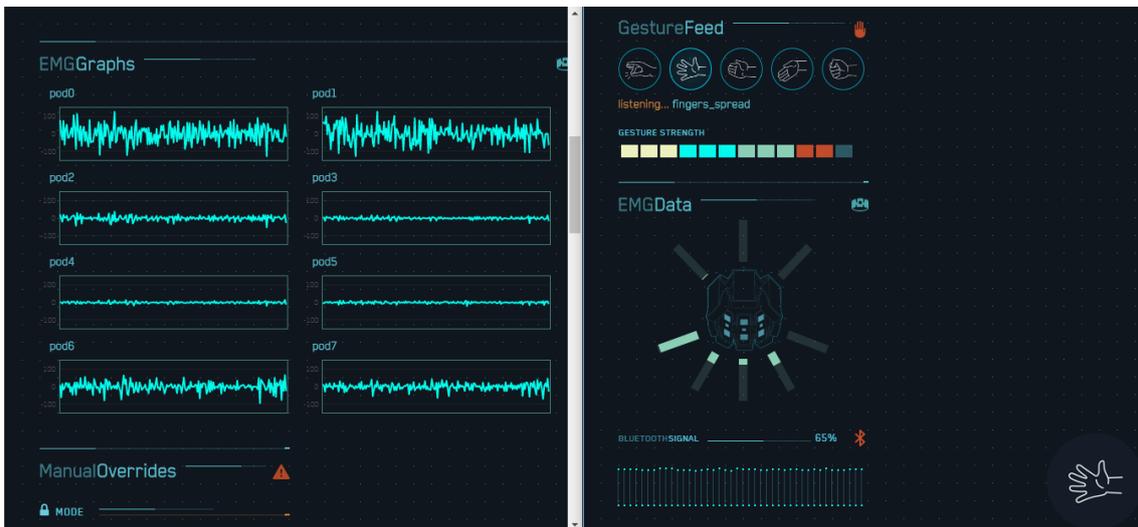
Gesto “Wave Out” (extensión de muñeca) desde Diagnostics Webpage



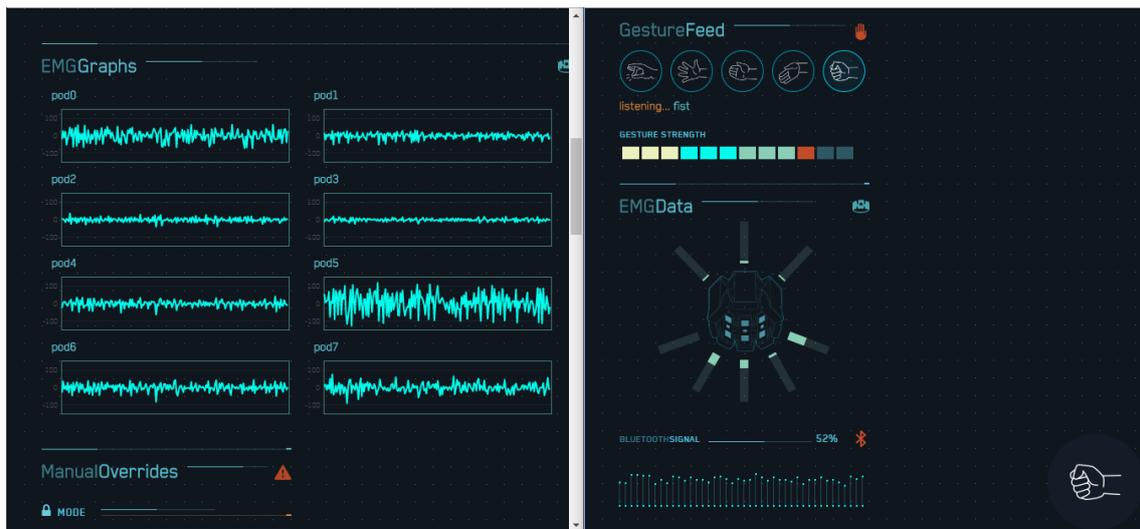
Gesto "Wave In" (flexión de muñeca) desde Diagnostics Webpage



Gesto "Fingers Spread" (mano abierta) desde Diagnostics Webpage



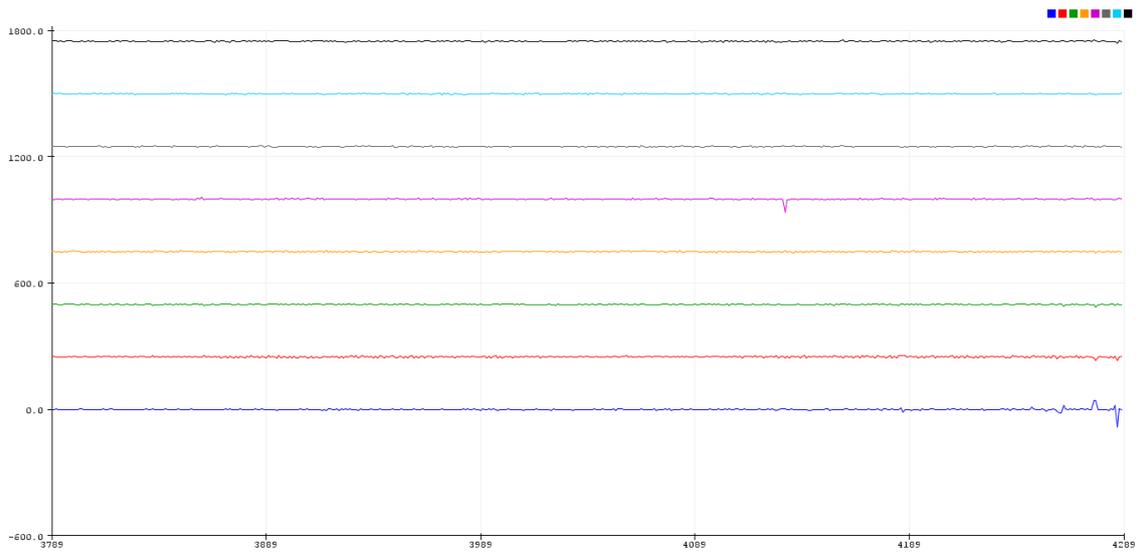
Gesto “Fist” (puño) desde Diagnostics Webpage



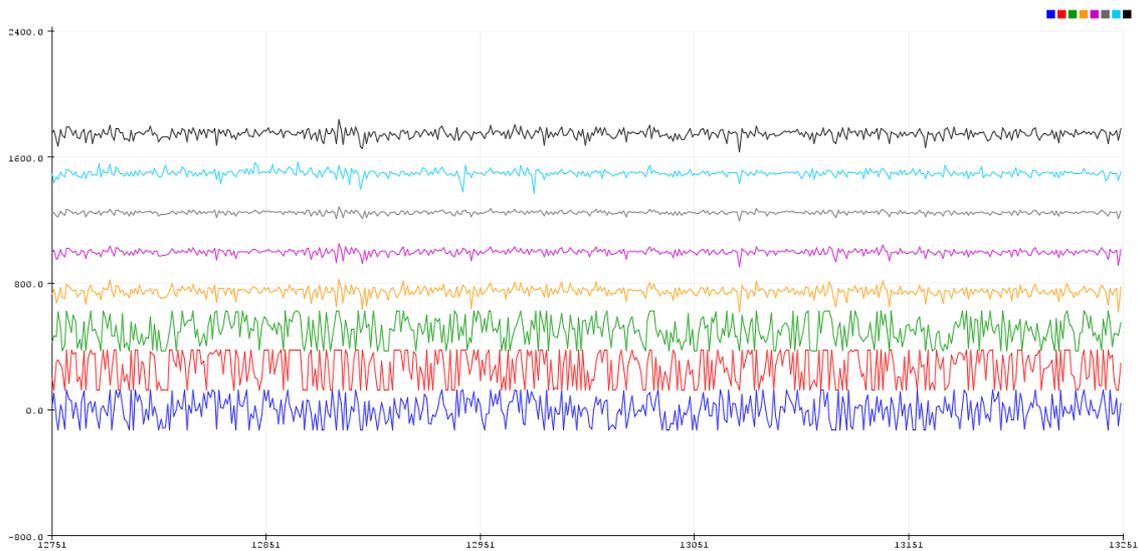
Gesto “Double Tap” (doble toque) desde Diagnostics Webpage



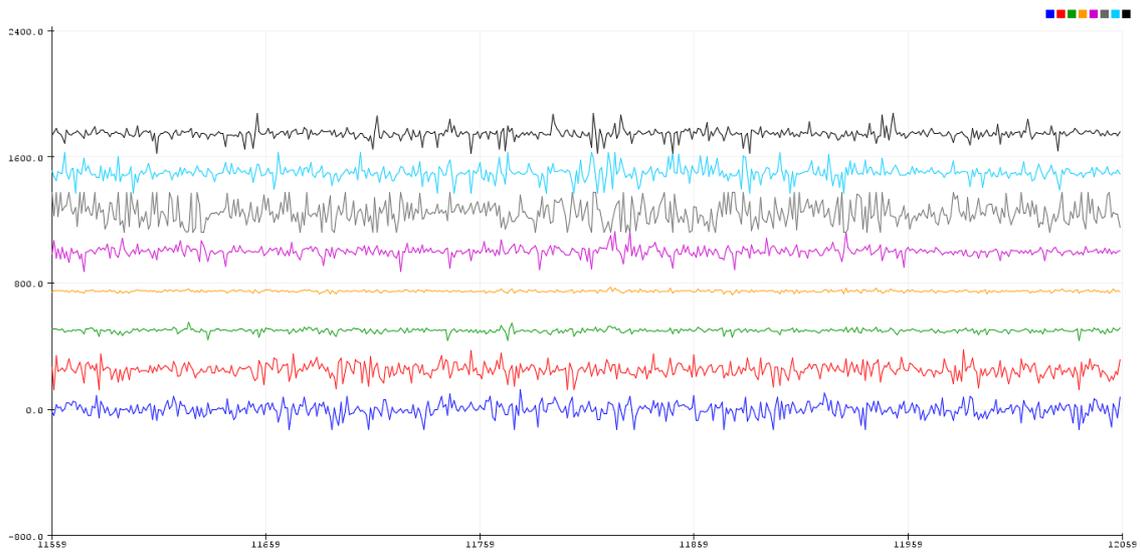
Gesto "Rest" (descanso) desde Serial Plotter



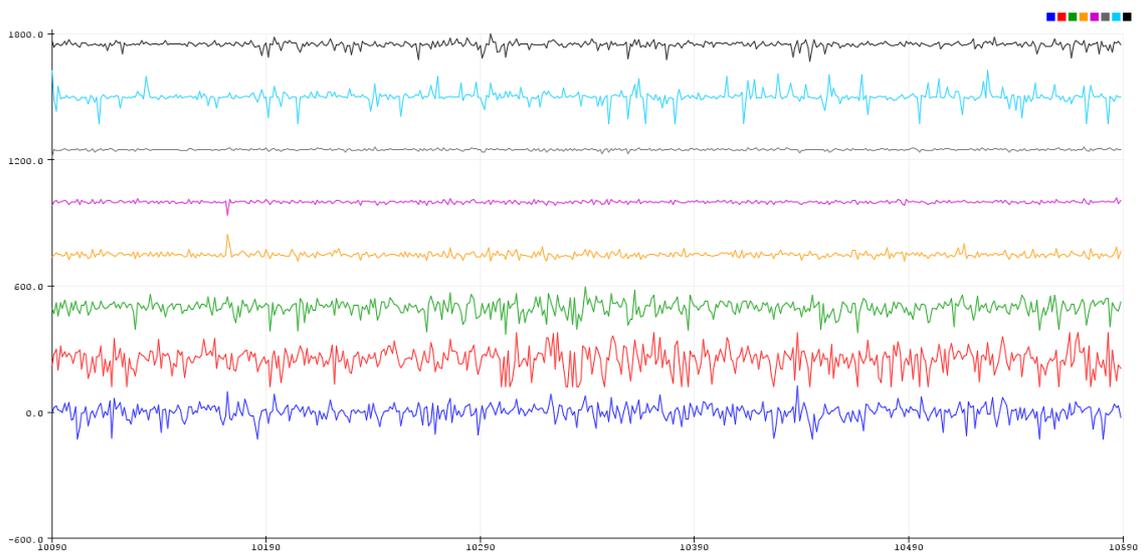
Gesto "Wave Out" (extensión de muñeca) desde Serial Plotter



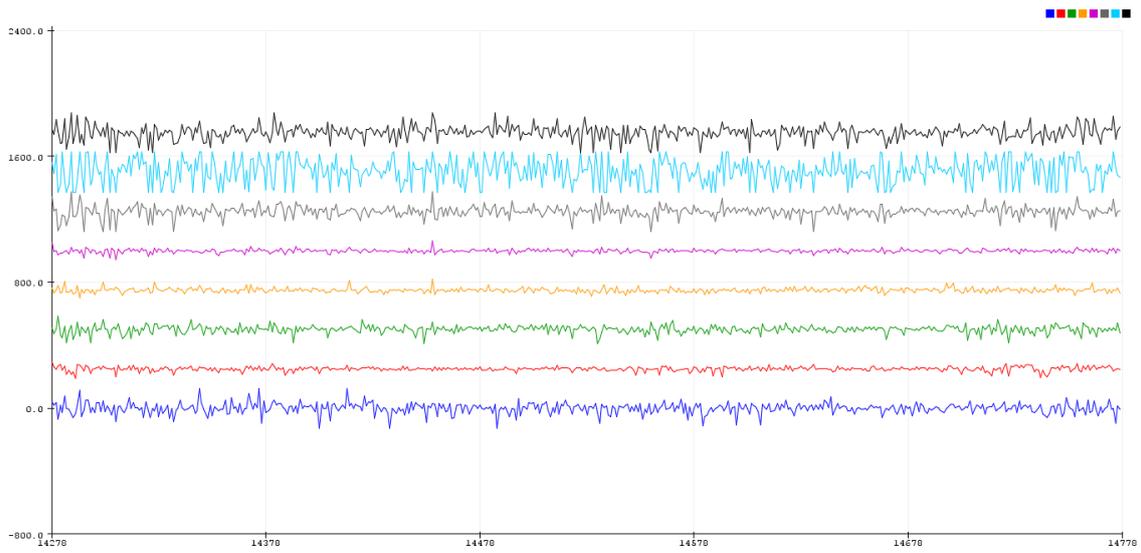
Gesto “Wave In” (flexion de muñeca) desde Serial Plotter



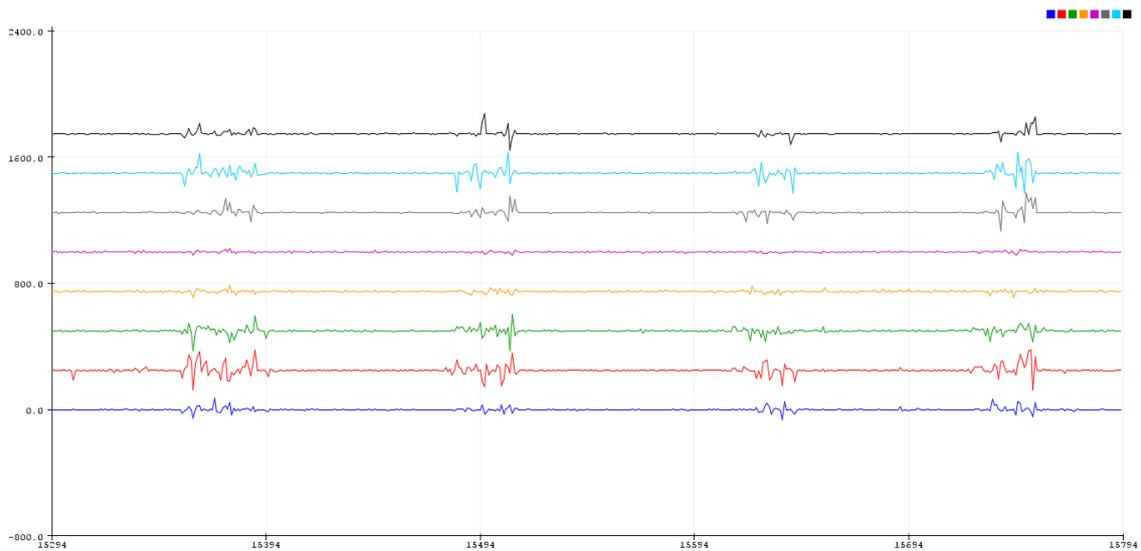
Gesto “Fingers Spread” (mano abierta) desde Serial Plotter



Gesto "Fist" (puño) desde Serial Plotter



Gesto "Double Tap" (doble toque) desde Serial Plotter



Anexo N°4: Mediciones de los sensores FSR

Grafico del FSR 1 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 1K

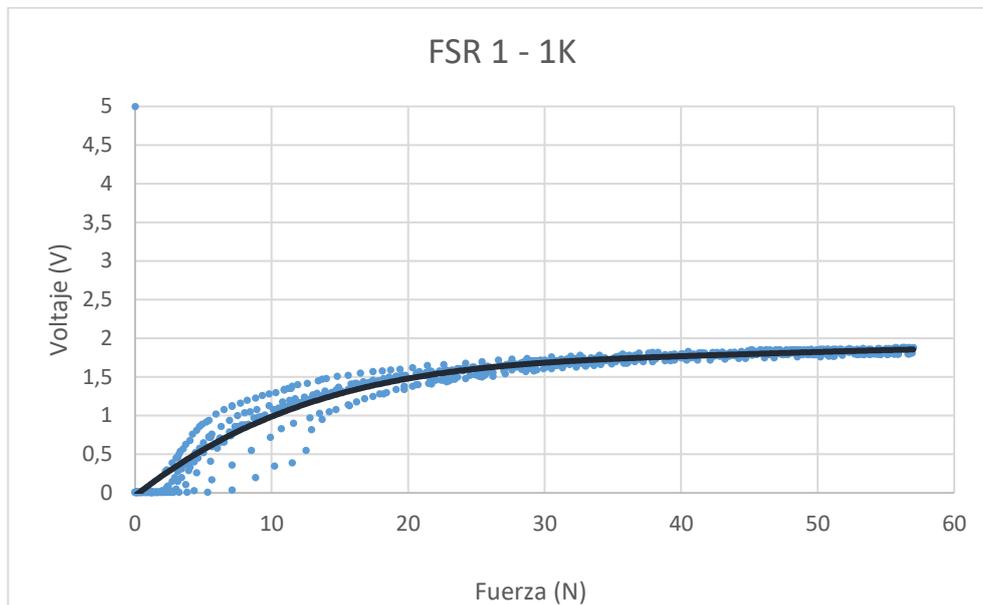


Grafico del FSR 1 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 4,7K

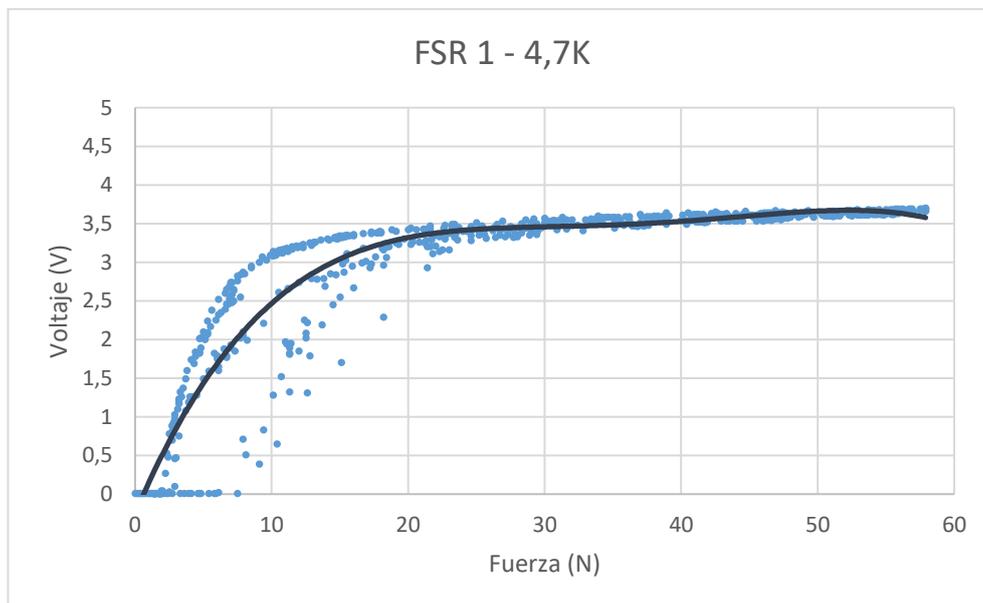


Grafico del FSR 1 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 10K

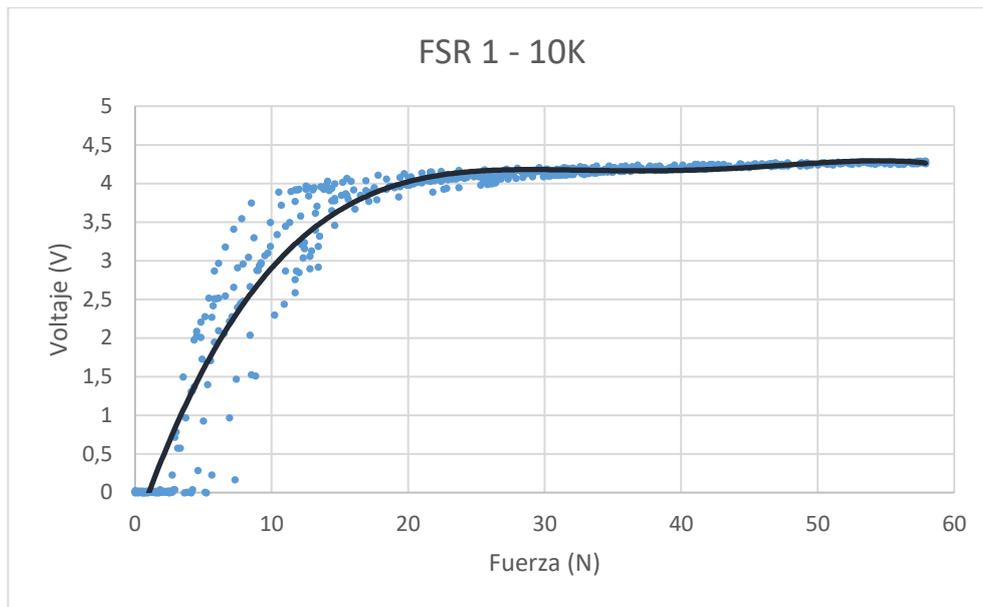


Grafico del FSR 1 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 50K

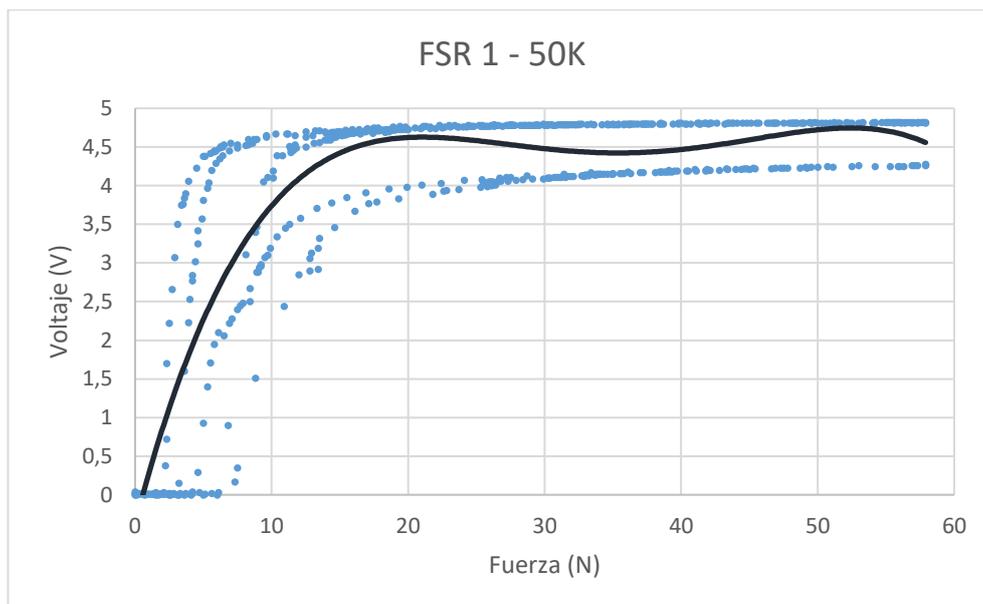


Grafico del FSR 2 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 1K

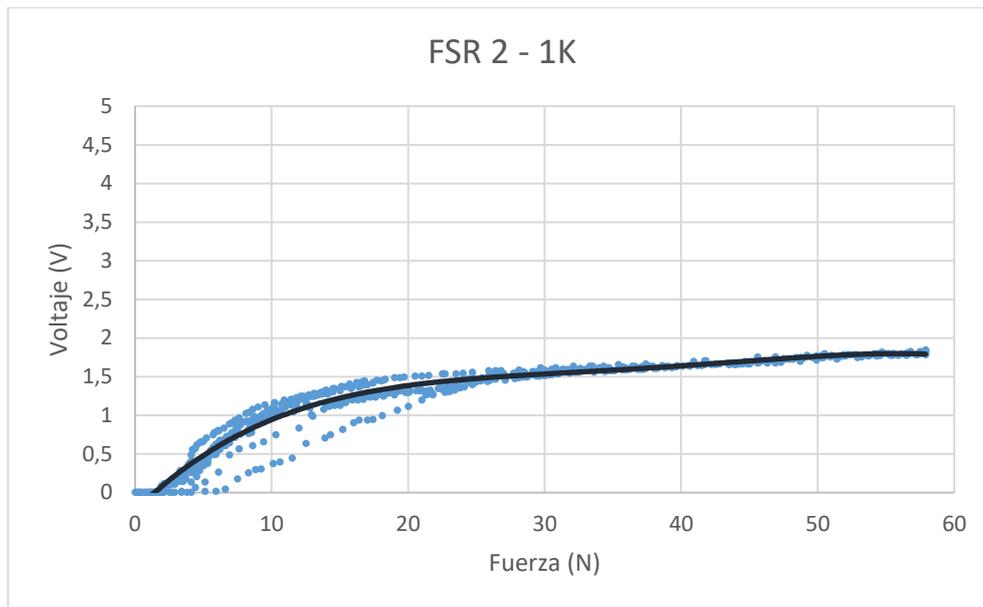


Grafico del FSR 2 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 4,7K

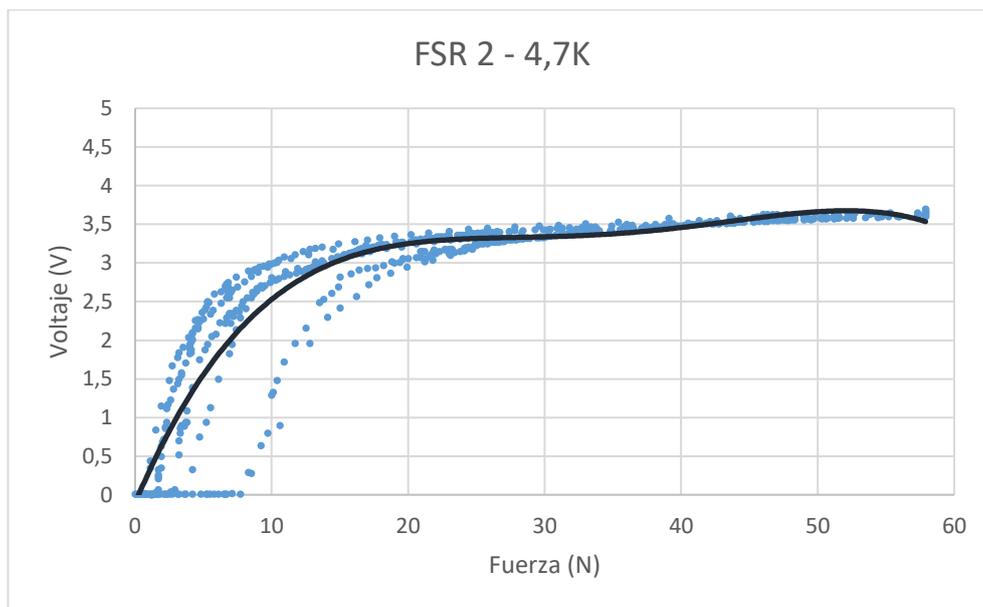


Grafico del FSR 2 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 10K

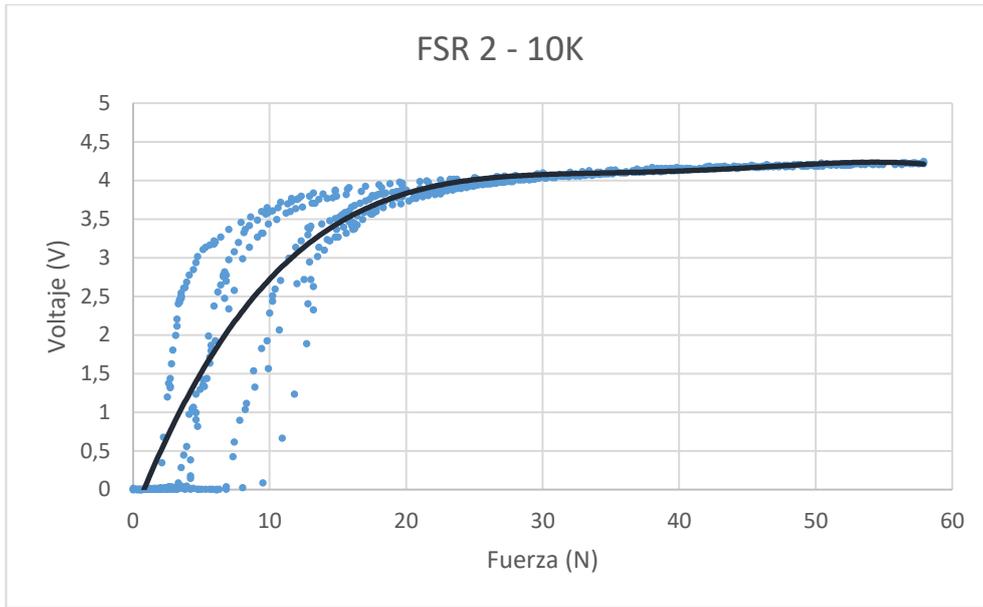


Grafico del FSR 2 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 50K

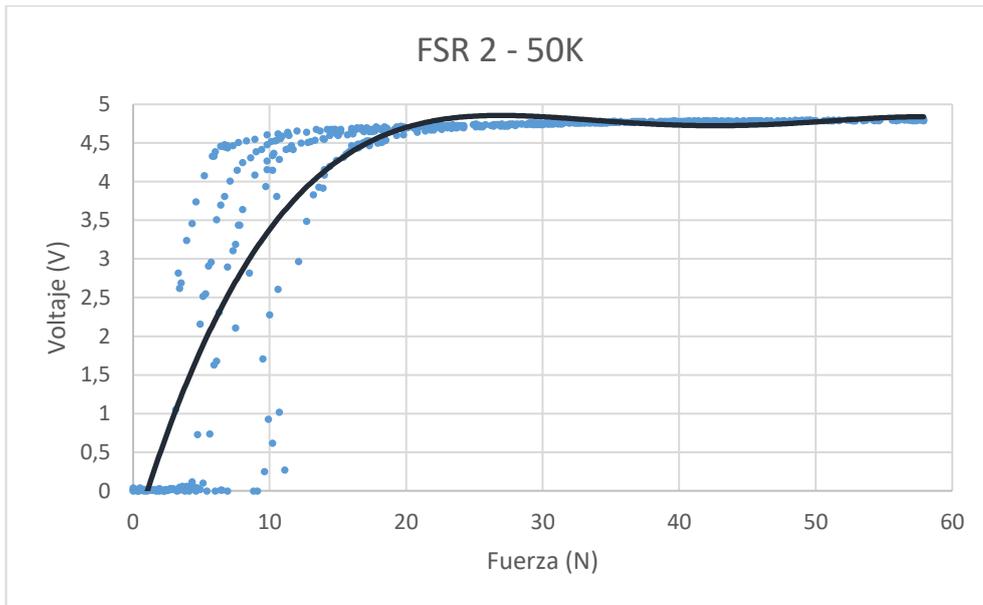


Grafico del FSR 3 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 1K

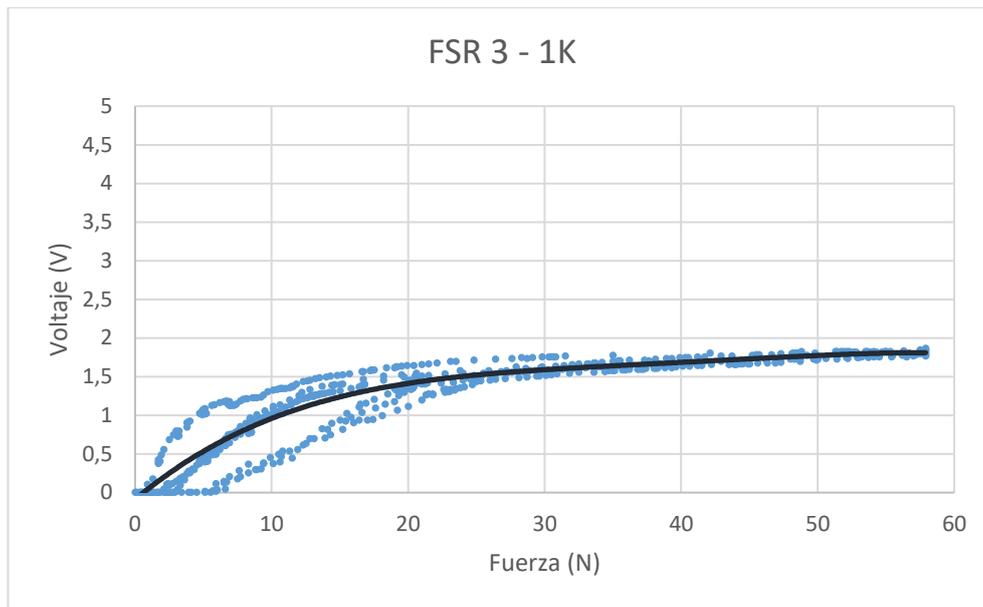


Grafico del FSR 3 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 4,7K

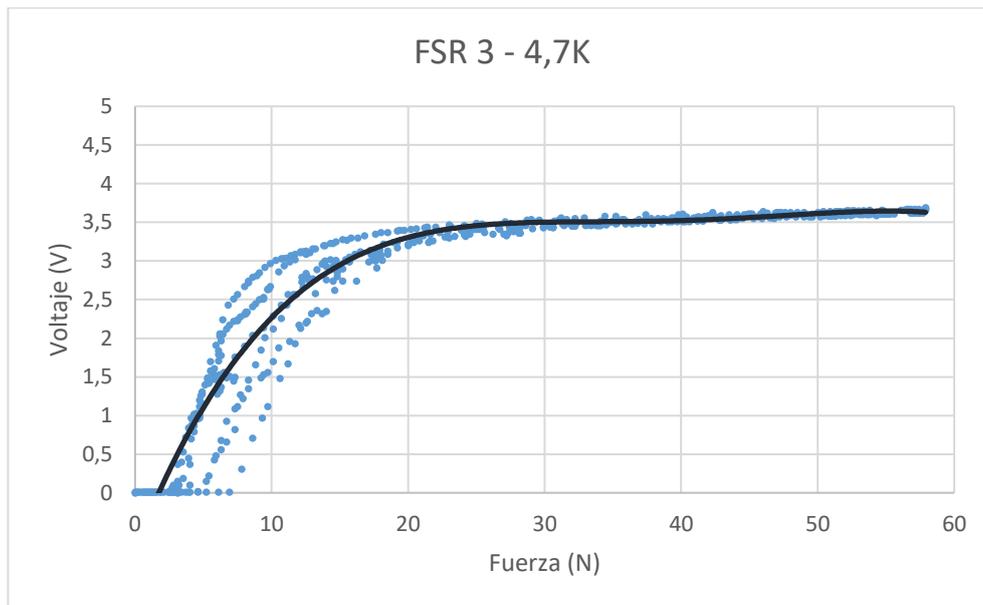


Grafico del FSR 3 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 10K

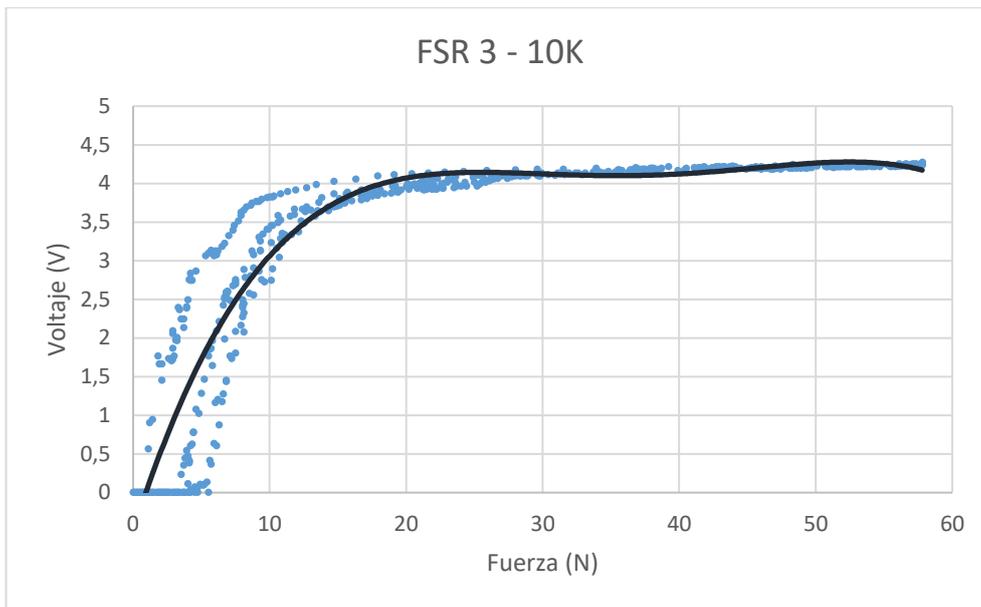
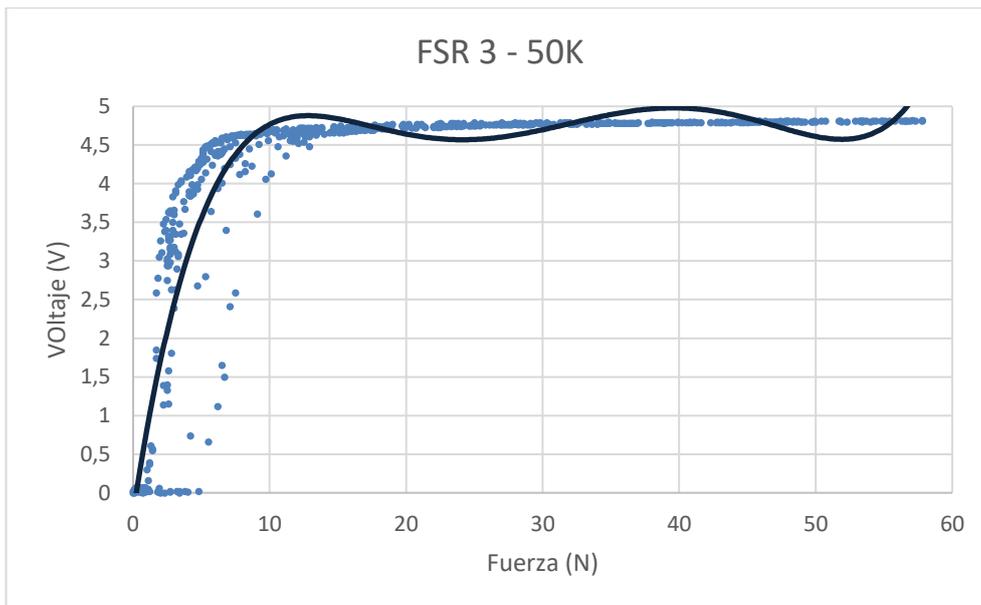


Grafico del FSR 3 Fuerza vs. Voltaje para RM igual a 50K



Anexo N°5: Código de programación Arduino

```
// Librerías:
#include <Servo.h>
#include <MyoBridge.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

// Se inicializan las constantes, las variables y los objetos:
Servo ServoMeñique; // Meñique
Servo ServoAnular; // Anular
Servo ServoMayor; // Mayor
Servo ServoIndice; // Índice
Servo ServoPulgar; // Pulgar
int Pos=4; // Bandera para evitar ir dos veces a la misma posicion.
int PosSeg=4; // Bandera para evitar falsos positivos.
int grado=0; // Variable para mover los dedos cuando se abre la mano.
int gradopulgar = 0; // Variable para mover pulgar cuando se mide con los FSR.
int gradoindice = 0; // Variable para mover indice cuando se mide con los FSR.
int gradomayor = 0; // Variable para mover mayor cuando se mide con los FSR.
int gradoprension = 0; // Variable para evitar que los motores se pasen de 10°.
const int Bloqueo = 8; // Pin para pulsador de bloqueo.
const int Modo = 13; // Pin para pulsador de cambio de modo.
const int LCD = 7; // Pin para encendido y apagado de LCD.
int FSRPulgar = 0; // Pin analogico de lectura de FSR en dedo pulgar.
int FSRIndice = 0; // Pin analogico de lectura de FSR en dedo pulgar.
int FSRMayor = 0; // Pin analogico de lectura de FSR en dedo pulgar.
int BloqueoFlag = 0; // Bandera para ver si el dispositivo se encuentra bloqueado.
int ModoFlag = 0; // Bandera para cambiar el modo.
int LCDflag = 0; // Bandera para determinar si apagar el backlight.
int flagpulgar = 0; // Variable para determinar que el FSR del pulgar esta sensando.
int flagindice = 0; // Variable para determinar que el FSR del indice esta sensando.
int flagmayor = 0; // Variable para determinar que el FSR del mayor esta sensando.
int flagFSR = 0; // Variable para determinar que todos los FSR estan sensando.

SoftwareSerial bridgeSerial(2,4); //Se utilizan los pines 2 y 4 como Tx y Rx.
MyoBridge bridge(bridgeSerial); //Se inicializa el objeto Myobridge.
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2); //Se inicializa la pantalla lcd.

/*-----Funcion para manejar los gestos-----*/
void handlePoseData(MyoPoseData& data) {

    MyoPose pose; //Se convierten los datos de gestos a MyoPose.
    pose = (MyoPose)data.pose;

    Serial.println(bridge.poseToString(pose)); // Se imprime el gesto
    String posa=bridge.poseToString(pose); // y se lo convierte a string.

/*-----MODO PRENSION FINA-----*/
    if (ModoFlag==0)
    {
        lcd.setCursor(0,0);
        lcd.print("Modo: Prens Fina"); //Se notifica el modo en el que se encuentra.

/*//////////Cordones//////////*/
//Se comprueba si el gesto es el requerido y si no se encuentra en esa posición.
        if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_OUT") && Pos!=0)
        {
```

```
if(PosSeg==0) //Se verifica que el gesto ya se haya realizado anteriormente.
{
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("      ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Cordones"); //Se notifica que el movimiento se va a realizar.

  ServoMenique.write(180); //Se abren los dedos.
  ServoAnular.write(180);
  ServoMayor.write(180);
  ServoIndice.write(180);
  ServoPulgar.write(180);

  delay(1000);
  gradopulgar = 180; //Se establece el grado desde donde comienzan los servos a moverse.
  gradoindice = 180;
  gradoprension = 180;
  flagFSR = 0; //Se reinicia la variable para compararla.

  while (flagFSR<2) //El loop se realiza mientras la bandera no supere 2
  {
    FSRPulgar = analogRead(0); //Se miden los FSR del pulgar
    FSRIndice = analogRead(1); //y del indice.

    if(FSRPulgar<300) //Mientras el FSR del pulgar no sense presion,
    {
      //el pulgar disminuira 10°
      gradopulgar = gradopulgar - 10; //Se dismiuye la variable
      ServoPulgar.write(gradopulgar); //y se indica al pulgar que vaya a esa posición.
      flagpulgar=0;
    }
    else if(FSRPulgar>300) //Si el FSR sensa, se levanta la bandera del pulgar
    {
      //y se deja de mover
      flagpulgar=1;
    }

    if(FSRIndice<300) //Se realiza el mismo sistema que para el pulgar.
    {
      gradoindice = gradoindice - 10;
      ServoIndice.write(gradoindice);
      flagindice = 0;
    }
    else if(FSRIndice>300)
    {
      flagindice=1;
    }
  }
  //Se suman las banderas de ambos dedos, cuando las dos esten en alto, el movimiento cesa.
  flagFSR = flagpulgar + flagindice;
  //Se disminuye la variable para evitar que los motores se pasen de 10°
  gradoprension = gradoprension - 10;

  if (gradoprension == 20) //Si la variable gradoprension, llega a 20°
  {
    //se levanta la bandera del FSR cesando el movimiento
    flagFSR=4;
  }
  delay (100);
}
Pos=0; //Se iguala la bandera de posicion a 0 para evitar realizar el mismo movimiento.
}
else if(PosSeg!=0) //En caso que sea la primera vez, se avisa por pantalla.
{
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
PosSeg=0; // Se agrega una vibracion para que el usuario
bridge.vibrate(1); // sepa que se ha sentido el movimiento.
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Cordones...");
}
}

/*//////////Cartas//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_IN") && Pos!=1) //Cartas
{
  if(PosSeg==1)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Cartas");

    ServoMenique.write(180);
    ServoAnular.write(180);
    ServoMayor.write(180);
    ServoIndice.write(180);
    ServoPulgar.write(180);
    delay(1000);

    gradopulgar = 180;
    gradoindice = 180;
    gradomayor = 180;
    gradoprension = 180;
    flagFSR = 0;

    while (flagFSR<3)
    {
      FSRPulgar= analogRead(0);
      FSRIndice = analogRead(1);
      FSRMayor = analogRead(2);

      if(FSRPulgar<300)
      {
        gradopulgar = gradopulgar - 10;
        ServoPulgar.write(gradopulgar);
        flagpulgar = 0;
      }
      else if(FSRPulgar>300)
      {
        flagpulgar=1;
      }

      if(FSRIndice<300)
      {
        gradoindice = gradoindice - 10;
        ServoIndice.write(gradoindice);
        flagindice = 0;
      }
      else if(FSRIndice>300)
      {
        flagindice=1;
      }
    }
  }
}
```

```
if(FSRMayor<300)
{
  gradomayor = gradomayor - 10;
  ServoMayor.write(gradomayor);
  flagmayor = 0;
}
else if(FSRMayor>300)
{
  flagmayor = 1;
}

flagFSR = flagpulgar + flagmayor + flagindice;
gradoprension = gradoprension - 10;

if (gradoprension == 20)
{
  flagFSR=4;
}
delay (100);
}
bridge.vibrate(1);
Pos=1;
}
else if(PosSeg!=1)
{
  PosSeg=1;
  bridge.vibrate(1);
  delay(200);
  bridge.vibrate(2);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Cartas...");
}
}

/*////////Mano Abierta////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FINGERS_SPREAD") && Pos!=2) //Mano Abierta
{
  if (PosSeg==2)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Mano Abierta");

    for(grado=10;grado<=180;grado=grado+10)
    {
      ServoMenique.write(grado);
      ServoAnular.write(grado);
      ServoMayor.write(grado);
      ServoIndice.write(grado);
      ServoPulgar.write(grado);
    }
    Pos=2;
  }
  else if(PosSeg!=2)
  {
    PosSeg=2;
    bridge.vibrate(2);
  }
}
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("      ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Mano Abierta...");
}
}

/*//////////Broche//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FIST") && Pos!=3) //Broche
{
  if(PosSeg==3)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Broche");

    ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.
    ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,
    ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta.
    ServoIndice.write(180);
    ServoPulgar.write(180);

    gradopulgar = 180;
    gradoindice = 180;
    gradomayor = 180;
    gradoprension = 180;
    flagFSR = 0;

    while (flagFSR<3)
    {
      FSRPulgar= analogRead(0);
      FSRIndice = analogRead(1);
      FSRMayor = analogRead(2);

      if(FSRPulgar<300)
      {
        gradopulgar = gradopulgar - 10;
        ServoPulgar.write(gradopulgar);
        flagpulgar = 0;
      }
      else if(FSRPulgar>300)
      {
        flagpulgar=1;
      }

      if(FSRIndice<300)
      {
        gradoindice = gradoindice - 10;
        ServoIndice.write(gradoindice);
        flagindice = 0;
      }
      else if(FSRIndice>300)
      {
        flagindice=1;
      }

      if(FSRMayor<300)
      {
        gradomayor = gradomayor - 10;
```

```
ServoMayor.write(gradomayor);
flagmayor = 0;
}
else if(FSRMayor>300)
{
flagmayor = 1;
}
flagFSR = flagpulgar + flagmayor + flagindice;
gradoprension = gradoprension - 10;

if (gradoprension == 20)
{
flagFSR=4;
}
delay(100);
}
Pos=3;
}
else if(PosSeg!=3)
{
PosSeg=3;
bridge.vibrate(2);
delay(200);
bridge.vibrate(1);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("      ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Broche...");
}
}
}
/*-----MODO CASA-----*/
else if (ModoFlag==1)
{
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Modo: Casa   ");
}

/*//////////Taza//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_OUT") && Pos!=0) //Taza
{
if(PosSeg==0)
{
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("      ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Taza");

ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.
ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,
ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta.
ServoIndice.write(180);
ServoPulgar.write(180);
delay(1000);
ServoMenique.write(10);

gradoindice = 180;
gradomayor = 180;
gradoprension = 180;
flagFSR = 0;
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
while (flagFSR<3)
{
  FSRIndice = analogRead(1);
  FSRMayor = analogRead(2);

  if(FSRIndice<300)
  {
    gradoindice = gradoindice - 10;
    ServoIndice.write(gradoindice);
    flagindice = 0;
  }
  else if(FSRIndice>300)
  {
    flagindice=1;
  }

  if(FSRMayor<300)
  {
    gradomayor = gradomayor - 10;
    ServoMayor.write(gradomayor);
    ServoAnular.write(90); //El anular se cierra a 90°
    flagmayor = 0; //para evitar que choque con el mayor.
  }
  else if(FSRMayor>300)
  {
    flagmayor = 1;
  }
  flagFSR = flagmayor + flagindice;
  gradoprension = gradoprension - 10;

  if (gradoprension == 20)
  {
    flagFSR=4;
  }
  delay(100);
  Pos=0;
}
else if(PosSeg!=0)
{
  PosSeg=0;
  bridge.vibrate(1); // sepa que se ha sentido el movimiento.
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Taza...");
}
}

/*//////////Recipiente//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_IN") && Pos!=1) //Recipiente
{
  if(PosSeg==1)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Recipiente");
  }

  ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.
}
```

```
ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,  
ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta.  
ServoIndice.write(180);  
ServoPulgar.write(180);  
delay(1000);  
  
ServoMenique.write(135);  
ServoAnular.write(135);  
delay(100);  
ServoMayor.write(135);  
ServoIndice.write(135);  
delay(100);  
ServoPulgar.write(135);  
delay(200);  
ServoMenique.write(90);  
ServoPulgar.write(90);  
  
Pos=1;  
}  
else if(PosSeg!=1)  
{  
  PosSeg=1;  
  bridge.vibrate(1);  
  delay(200);  
  bridge.vibrate(2);  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print("      ");  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print("Recipiente...");  
}  
}  
  
/*//////////Mano Abierta//////////*/  
if(posa.equals("MYO_POSE_FINGERS_SPREAD") && Pos!=2) //Mano Abierta  
{  
  if (PosSeg==2)  
  {  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("      ");  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("Mano Abierta");  
  
    for(grado=10;grado<=180;grado=grado+10)  
    {  
      ServoMenique.write(grado);  
      ServoAnular.write(grado);  
      ServoMayor.write(grado);  
      ServoIndice.write(grado);  
      ServoPulgar.write(grado);  
    }  
    Pos=2;  
  }  
  else if(PosSeg!=2)  
  {  
    PosSeg=2;  
    bridge.vibrate(2);  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("      ");  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("Mano Abierta...");  
  }  
}
```

```
}  
}  
  
/*//////////Sarten//////////*/  
if(posa.equals("MYO_POSE_FIST") && Pos!=3) //Sarten  
{  
  if(PosSeg==3)  
  {  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print(" ");  
    lcd.setCursor(0,1);  
    lcd.print("Sarten");  
  
    ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.  
    ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,  
    ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta  
    ServoIndice.write(180);  
    ServoPulgar.write(180);  
    delay(1000);  
  
    gradopulgar = 180;  
    gradoindice = 180;  
    gradomayor = 180;  
    gradoprension = 180;  
    flagFSR = 0;  
  
    while (flagFSR<2)  
    {  
      FSRIndice = analogRead(1);  
      FSRMayor = analogRead(2);  
  
      if(FSRIndice<300)  
      {  
        gradoindice = gradoindice - 10;  
        ServoIndice.write(gradoindice);  
        flagindice = 0;  
      }  
      else if(FSRIndice>300)  
      {  
        flagindice=1;  
      }  
  
      if(FSRMayor<300)  
      {  
        gradomayor = gradomayor - 10;  
  
        ServoAnular.write(90);  
        ServoMenique.write(90);  
        ServoMayor.write(gradomayor);  
        flagmayor = 0;  
      }  
      else if(FSRMayor>300)  
      {  
        flagmayor = 1;  
      }  
      flagFSR =flagmayor + flagindice;  
      gradoprension = gradoprension - 10;  
  
      if (gradoprension == 20)  
      {
```

```
    flagFSR=4;
    ServoMenique.write(10);
  }
  delay(100);
}
delay(250);
ServoPulgar.write(10);
delay(100);
Pos=3;
}
else if(PosSeg!=3)
{
  PosSeg=3;
  bridge.vibrate(2);
  delay(200);
  bridge.vibrate(1);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Sarten...");
}
}
}
/*-----MODO DIA A DIA-----*/
else if (ModoFlag==2)
{
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Modo: Dia a Dia ");
}
/*//////////Celular//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_OUT") && Pos!=0) //Celular
{
  if(PosSeg==0)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Celular");

    ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.
    ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,
    ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta
    ServoIndice.write(180);
    ServoPulgar.write(180);
    delay(1000);

    ServoMenique.write(90);
    ServoAnular.write(90);
    delay(200);
    ServoMayor.write(150);
    delay(500);
    ServoPulgar.write(90);

    Pos=0;
  }
  else if(PosSeg!=0)
  {
    PosSeg=0;
    bridge.vibrate(1); // sepa que se ha sentido el movimiento.
    lcd.setCursor(0,1);
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Celular...");
  }
}

/*//////////Libro//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_IN") && Pos!=1) //Libro
{
  if(PosSeg==1)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Libro");

    ServoMenique.write(180); // Abro completamente la mano previo a cerrarla.
    ServoAnular.write(180); // Esto lo hago ya que para agarrar algo,
    ServoMayor.write(180); // debo partir desde la mano abierta.
    ServoIndice.write(180);
    ServoPulgar.write(180);
    delay(500);

    ServoPulgar.write(10);
    delay(200);
    ServoMayor.write(10);
    Pos=1;
  }
  else if(PosSeg!=1)
  {
    PosSeg=1;
    bridge.vibrate(1); //Se realiza un juego de vibracion como feedback
    delay(200); //con una vibracion corta y una media.
    bridge.vibrate(2);
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Libro...");
  }
}

/*//////////Mano Abierta//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FINGERS_SPREAD") && Pos!=2) //Mano Abierta
{
  if (PosSeg==2)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Mano Abierta");

    for(grado=10;grado<=180;grado=grado+10)
    {
      ServoMenique.write(grado);
      ServoAnular.write(grado);
      ServoMayor.write(grado);
      ServoIndice.write(grado);
      ServoPulgar.write(grado);
    }
    Pos=2;
  }
}
```

```
}
else if(PosSeg!=2)
{
  PosSeg=2;      //Se realiza una vibracion media
  bridge.vibrate(2); //como feedback para el usuario
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("      ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Mano Abierta...");
}
}

/*//////////Tipeo//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FIST") && Pos!=3) //Tipeo
{
  if(PosSeg==3)
  {
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("      ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Tipeo");
    if (Pos==0)      // Si la mano esta en posicion de celular,
    {                // debo mover todos los dedos salvo el indice
      ServoMenique.write(10);
      ServoAnular.write(90);
      ServoMayor.write(10);
      ServoPulgar.write(10);
    }
    else if (Pos==2) // Si la mano esta abierta,
    {                // debo mover todos los dedos salvo el indice
      ServoMenique.write(10);
      ServoAnular.write(90);
      ServoMayor.write(10);
      ServoPulgar.write(10);
    }
    else if (Pos==1) // Si la mano esta en posicion de libro,
    {                // debo mover el meñique anular y pulgar
      ServoMenique.write(10);
      ServoAnular.write(90);
      ServoPulgar.write(10);
    }
    else if (Pos==4) // Es la posicion de arranque de la mano,
    {                // muevo todos los dedos menos el indice
      ServoMenique.write(10);
      ServoAnular.write(90);
      ServoMayor.write(10);
      ServoPulgar.write(10);
      ServoIndice.write(180);
    }
    Pos=3;
  }
}
else if(PosSeg!=3)
{
  PosSeg=3;
  bridge.vibrate(2); //Se realiza un juego de vibracion como feedback
  delay(200);        //con una vibracion media y luego una corta.
  bridge.vibrate(1);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("      ");
  lcd.setCursor(0,1);
}
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
    lcd.print("Tipeo...");
  }
}
}
/*-----MODO SEÑAS-----*/
else if (ModoFlag==3)
{
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Modo: Senas");

  /*//////////Cuernitos//////////*/
  if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_OUT") && Pos!=0) //Cuernitos
  {
    if(PosSeg==0)
    {
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("      ");
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("Cuernitos");

      ServoPulgar.write(180);
      delay(200);
      ServoMenique.write(180);
      ServoAnular.write(90);
      delay(200);
      ServoMayor.write(10);
      ServoIndice.write(180);
      delay(200);
      ServoPulgar.write(10);
      Pos=0;
    }
    else if(PosSeg!=0)
    {
      PosSeg=0;
      bridge.vibrate(1); // sepa que se ha sentido el movimiento.
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("      ");
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("Cuernitos...");
    }
  }

  /*//////////Fuck You//////////*/
  if(posa.equals("MYO_POSE_WAVE_IN") && Pos!=1) //Fuck You
  {
    if(PosSeg==1)
    {
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("      ");
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print("Fuck you!");

      ServoPulgar.write(180);
      delay(500);
      ServoMenique.write(10);
      ServoAnular.write(90);
      ServoMayor.write(180);
      ServoIndice.write(10);
      delay(500);
      ServoPulgar.write(10);
    }
  }
}
```

```
bridge.vibrate(1);
Pos=1;
}
else if(PosSeg!=1)
{
PosSeg=1;
bridge.vibrate(1);
delay(200);
bridge.vibrate(2);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Fuck you!...");
}
}

/*//////////Paz//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FINGERS_SPREAD") && Pos!=2) //Paz
{
if(PosSeg==2)
{
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Paz");

ServoMenique.write(10);
ServoAnular.write(90);
delay(200);
ServoMayor.write(180);
ServoIndice.write(180);
ServoPulgar.write(180);
delay(500);
ServoPulgar.write(10);
bridge.vibrate(1);
Pos=2;
}
else if(PosSeg!=2)
{
PosSeg=2;
bridge.vibrate(2);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Paz...");
}
}

/*//////////OK//////////*/
if(posa.equals("MYO_POSE_FIST") && Pos!=3) //Ok
{
if(PosSeg==3)
{
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("OK");

ServoPulgar.write(180);
delay(200);
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
ServoMenique.write(10);
ServoAnular.write(90);
delay(200);
ServoMayor.write(10);
ServoIndice.write(10);
bridge.vibrate(1);
Pos=3;
}
else if(PosSeg!=3)
{
  PosSeg=3;
  bridge.vibrate(2);
  delay(200);
  bridge.vibrate(1);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("OK...");
}
}
}
}
/*-----Funcion de configuracion-----*/
void setup() {

  lcd.begin();          //Se inicializa el LCD.
  lcd.backlight();     //Se enciende el backlight.

  ServoMenique.write(180); //Se inicializan los servomotores
  ServoAnular.write(180); //con la mano abierta.
  ServoMayor.write(180);
  ServoIndice.write(180);
  ServoPulgar.write(180);

  ServoMenique.attach(10); //Se agregan los servos al arduino
  ServoAnular.attach(9); //como salidas PWM
  ServoMayor.attach(6);
  ServoIndice.attach(5);
  ServoPulgar.attach(3);
  pinMode(Bloqueo,INPUT); //Se configuran los botones de bloqueo,
  pinMode(Modo,INPUT); //de cambio de modo
  pinMode(LCD,INPUT); //y para el backlight

  Serial.begin(115200); //Se inicializan las dos conexiones serial
  bridgeSerial.begin(115200);

  lcd.print("Buscando a Myo..."); //Se espera hasta que MyoBridge
  bridge.begin(); //encuentre al Myo y se conecte
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Conectado!");

  //Se setea la funcion que maneja los eventos de gestos
  bridge.setPoseEventCallBack(handlePoseData);
  bridge.enablePoseData(); //Se establece que se quieren datos de gestos
  bridge.unlockMyo(); //Se asegura que el Myo este desbloqueado

  //Es necesario realizar el gesto de sincronizacion para obtener datos de gestos
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.clear();
  lcd.print("Armyo esperando");
```

```
bridge.vibrate(2);
}
/*-----Funcion principal-----*/
void loop() {

if(digitalRead(LCD)==HIGH) //Pulsador de backlight
{
delay(200);
if (LCDflag==0) //Verifico la bandera para saber si esta encendido
{
LCDflag=1;
lcd.noBacklight();
}
else if (LCDflag==1)
{
LCDflag=0;
lcd.backlight();
}
}

if(digitalRead(Bloqueo)==HIGH) //Pulsador bloqueo
{
delay(200);
if (BloqueoFlag==0) //Verifico si esta bloqueado o no, con la bandera
{
BloqueoFlag=1;
lcd.clear();
lcd.print("ArMyo Bloqueado");
}
else if (BloqueoFlag==1)
{
BloqueoFlag=0;
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("ArMyo listo!");
}
}

if(digitalRead(Modo)==HIGH) //Pulsador de cambio de modo
{
delay(200);
if (ModoFlag==0) //Si nos encontramos en modo presion Fina
{
lcd.clear();
lcd.print("Modo: Casa");
ModoFlag=1;
Pos=4;
}
else if (ModoFlag==1) //Si nos encontramos en modo Casa
{
lcd.clear();
lcd.print("Modo: Dia a Dia");
ModoFlag=2;
Pos=4;
}
else if (ModoFlag==2) //Si nos encontramos en modo Dia a Dia
{
lcd.clear();
lcd.print("Modo: Senas");
ModoFlag=3;
}
```

“Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo”

```
Pos=4;
}
else if (ModoFlag==3) //Si nos encontramos en modo Señas
{
  lcd.clear();
  lcd.print("Modo: Prens Fina");
  ModoFlag=0;
  Pos=4;
}
}

if (BloqueoFlag==0) //Si la bandera de bloqueo esta baja
{
  bridge.update(); //Actualizamos la conexion con el Myo
}
}
```

Anexo N°6: Circuito esquemático del prototipo

