

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño y Fabricación de una Prótesis Electromecánica de
Mano Humana, Controlada por Señales EMG de Superficie**

Trabajo de graduación presentado por Gonzalo Palarea Arzú para optar
al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2022

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Diseño y Fabricación de una Prótesis Electromecánica de
Mano Humana, Controlada por Señales EMG de Superficie**

Trabajo de graduación presentado por Gonzalo Palarea Arzú para optar
al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2022

Vo.Bo.:




(f) _____
MAEB. Pablo Daniel Mazariegos De La Cerda

Tribunal Examinador:



(f) _____
MAEB. Pablo Daniel Mazariegos De La Cerda



(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada



(f) _____
Inga. Miriam Carolina Solares López

Fecha de aprobación: Guatemala, 5 de enero de 2022.

Este trabajo fue realizado con la intención de crear un diseño inicial de una prótesis de mano de bajo costo. La idea nace a partir de que en Guatemala, la mayoría de personas son de escasos recursos y las que lo necesiten, no podrían pagar una prótesis con funcionalidades similares de las que existen actualmente en el mercado. Este proyecto plantea establecer una base para una nueva línea de investigación en la Universidad del Valle de Guatemala, de manera que futuros trabajos de graduación puedan partir de este trabajo para agregarle a la prótesis más funcionalidades, reducir costos y en general, hacerla una opción cada vez más atractiva para sus posibles usuarios. Además, las necesidades de los guatemaltecos despiertan un interés personal y mediante este proyecto se puede poner en práctica lo aprendido durante la carrera para ayudar a quienes lo necesiten.

Uno de los retos más grandes de este trabajo fue crear un mecanismo funcional en el espacio reducido de una mano. El tamaño de la palma, restringe las dimensiones que los componentes electrónicos pueden tener, por lo que fue necesario buscar alternativas que no ocuparan tanto espacio. La cantidad de baterías también está restringida, lo que limita el tiempo en que la prótesis puede funcionar sin recargarse y fue necesario seleccionar una batería adecuada. El tamaño de los dedos evita que se puedan usar varios servomotores por dedo, por lo que hubo que diseñar un mecanismo con base en eslabones que funcionaran como palancas para mover todas las secciones de los dedos con un solo servomotor. En general, la selección de componentes tuvo un papel importante para resolver los problemas que se presentaron.

La existencia de este proyecto no hubiera sido posible sin la ayuda de varias personas que me apoyaron durante la carrera y la elaboración de este trabajo de graduación. Quisiera extender primero un agradecimiento a mis padres, Gonzalo Palarea Murga y Aida Arzú, quienes no sólo durante mi carrera sino que a lo largo de toda mi vida me han apoyado y educado con toda la dedicación y amor que una persona puede pedir. Le agradezco a mi compañera Annika Arimany por todo su apoyo durante mi carrera y por ser siempre un pilar en mi vida y una gran fuente de inspiración. Agradezco a mi hermano Rodrigo y a todos mis familiares, abuelos, tíos y primos, quienes siempre han sido una fuente inspiración y alegría en mi vida. A mis amigos, quienes están siempre tanto en los buenos momentos como en los malos, en especial a Stephan Mertins por su ayuda directa con sus conocimientos médicos en el proyecto durante el posicionamiento correcto de los electrodos para las electromiografías.

Extiendo también un agradecimiento a todo el personal de la Universidad del Valle, quienes en conjunto me han hecho sentir orgulloso de mi casa de estudios. A mis catedráticos y mentores Ing. Pablo Mazariegos y Dr. Luis Alberto Rivera por su ayuda y orientación en el proyecto y al M.Sc. Carlos Alberto Esquit por su gran labor como director de la facultad y el seguimiento que me ha dado durante la carrera.

Índice

Prefacio	VI
Lista de figuras	XI
Lista de cuadros	XIII
Resumen	XV
Abstract	XVII
I Introducción	1
II Antecedentes	3
A Manos robóticas controladas por señales EMG	3
B Proyectos en la Universidad del Valle de Guatemala	7
III Justificación	9
IV Objetivos	11
A Objetivo general	11
B Objetivos específicos	11
V Alcance	13
VI Marco teórico	15
A Señales electromiográficas	15
1 Medición de señales EMG	15
2 Orígenes y avances recientes	16
3 Filtrado de señales EMG	16
B Anatomía del miembro superior	19
1 Esqueleto de la mano	19
2 Músculos de interés del antebrazo	20
C Movimientos importantes de la mano	26
D Prótesis	27
1 Definición y orígenes de los dispositivos protéticos	27
2 Materiales de fabricación	29
E Mecanismos electromecánicos	33
VII Diseño mecánico	35
A Primer prototipo de los dedos	35

B	Segundo prototipo	39
VIII	Diseño electrónico	41
A	Componentes seleccionados	41
1	Servomotores	41
2	Baterías	42
3	Sensor EMG	43
4	Controlador	44
B	Requerimientos del diseño electrónico	45
C	Esquemático	46
D	PCB	47
IX	Resultados	51
A	Movimiento de los dedos	51
B	Agarres de la mano	54
1	Agarre cilíndrico	54
2	Agarre de pinza	55
3	Agarre de gancho	56
C	Activación a partir de señales EMG	57
1	Obtención de señal del extensor de los dedos	58
2	Obtención de señal del flexor de los dedos	61
3	Obtención de señal del extensor del pulgar	62
D	Programación	65
1	Resumen del código	65
E	Estimación de costo de la prótesis	67
F	Estimación de duración de la batería	68
1	Consumo de servomotores MG90s	68
2	Consumo de Arduino Nano	69
3	Estimación de tiempo	70
X	Conclusiones	73
XI	Recomendaciones	75
XII	Bibliografía	77
XIII	Anexos	81
A	Datos de componentes electrónicos	81
1	Servomotores	81
2	Baterías	82

Lista de figuras

1	Mano desarrollada en la universidad ITMO [1].	3
2	Configuración del sistema con EMG,IMU, visión de computadora y seguimiento de ojos [2].	4
3	Diagrama de flujo del sistema [2].	5
4	Mano desarrollada en la Universidad Hanyang [3].	6
5	Diagrama de flujo del funcionamiento de la mano desarrollada en la Universidad Hanyang [3].	6
6	Mano desarrollada por Pablo Mazariegos [4].	7
7	Cotización de piezas de la mano [4].	7
8	Porcentajes de pobreza en Guatemala [6].	9
9	Electrodos para capturar señales EMG [8].	16
10	Esqueleto de la mano [16].	19
11	Vista anterior de los músculos del antebrazo	20
12	Vista posterior de los músculos del antebrazo	21
13	Extensor de los dedos	21
14	Extensores del pulgar	22
15	Movimiento del abductor largo del pulgar	23
16	Abductor largo del pulgar	23
17	Músculos extensores de los dedos índice y meñique	24
18	Flexor superficial de los dedos	25
19	Flexor largo del pulgar	25
20	Agarre de un lapicero. [17]	26
21	Los 6 agarres principales de la mano. [18]	26
22	Prótesis de dedo pulgar utilizado por los egipcios [20].	27
23	Prótesis de pierna diseñada por James Potts [20].	28
24	Prótesis de rodilla de titanio [22].	29
25	Línea de tiempo con innovaciones significativas en la ciencia de los materiales de dispositivos prostéticos [23].	30
26	Pierna fabricada con fibras de carbono de la empresa <i>Ottobock</i> [25].	32
27	Mano protética con servomotores [26].	33
28	Primer palanca del dedo.	35
29	Falange media del dedo (morado).	36
30	Adición de falange distal al modelo.	36
31	Imagen de prototipo de dedo impreso	37
32	Imagen de prototipo de dedo impreso	38
33	Imagen del segundo prototipo de dedo	39
34	Mano completa	39

35	Mano completa	40
36	Primer prototipo arriba y segundo prototipo abajo	40
37	Batería de Efest Power [28].	43
38	Myoware de Advancer Technologies [29].	43
39	Arduino nano [30].	44
40	Esquemático	46
41	Elevador de voltaje XL6009 [31].	47
42	Vista 2D del circuito impreso en Altium Designer	47
43	Vista 3D desde arriba del circuito impreso en Altium Designer	48
44	Vista 3D desde abajo del circuito impreso en Altium Designer	48
45	CNC utilizada para fabricar la PCB	49
46	PCB, vista de arriba	49
47	PCB, vista de abajo	50
48	Dedo extendido en posición inicial	51
49	Dedo retraído en posición final	52
50	Comparación de extensión de los dedos	53
51	Comparación de flexión de los dedos	53
52	Posible movimiento deseado	53
53	Posición de agarre cilíndrico	54
54	Posición de agarre cilíndrico	54
55	Posición de agarre de pinza	55
56	Posición en agarre de gancho	56
57	Posicionamiento de electrodos	57
58	Señal obtenida en flexión de dedos	58
59	Ilustración de los movimientos flexión y extensión de los dedos [32].	58
60	Posición de los electrodos para músculo extensor de los dedos	59
61	Señal obtenida para un movimiento de flexión	59
62	Señal obtenida para un movimiento de extensión rápido	60
63	Señal obtenida con los electrodos en el extensor, realizando movimientos de flexión	60
64	Posición de los electrodos para músculo flexor de los dedos	61
65	Señal obtenida para un movimiento de flexión	62
66	Señal obtenida para un movimiento de flexión rápido	62
67	Posición de los electrodos para extensor del pulgar	63
68	Señal obtenida para un movimiento de flexión del pulgar	64
69	Señal obtenida para un movimiento de flexión rápida del pulgar	64
70	Señal obtenida extendiendo y flexionando todos los dedos menos el pulgar, con los electrodos colocados en el extensor del pulgar	65
71	Pseudocódigo	66
72	Datos técnicos del servomotor MG90s [33].	69
73	Datos técnicos del Arduino Nano [33].	70
74	Servomotor Tower Pro MG90s [34].	81
75	Datos del Servomotor [34].	82
76	Dimensiones del Servomotor [34].	82
77	Batería Efest IMR 18650 3000mAh 35A [28].	82

78	Especificaciones de la batería [28].	83
----	--	----

Lista de cuadros

1	Estimación de costos de impresión 3D	67
2	Costos de componentes y piezas	67
3	Gastos adicionales	68
4	Gasto total	68
5	Corriente promedio de servomotores en mA	69
6	Corriente promedio del Arduino	70
7	Corriente total promedio del dispositivo	70
8	Estimación de tiempo de operación.	71

En este proyecto se creó una versión inicial de una mano protésica, controlada por señales electromiográficas (EMG) de superficie. La mano es capaz de replicar movimientos sencillos, como el agarre cilíndrico. Ya que en Guatemala la mayoría de guatemaltecos viven bajo condiciones de pobreza, se tomaron en cuenta los costos durante el proceso de diseño y se logró crear una prótesis económica en comparación a opciones con funciones similares en el mercado actual. La prótesis es casi en su totalidad impresa en 3D, por lo que el diseño puede ser fabricado en cualquier parte del mundo para aquellos que lo necesiten. El diseño mecánico se realizó a partir de un mecanismo de 5 eslabones, con lo que se logró un movimiento natural de los dedos. El diseño electrónico es el enlace entre el dispositivo y el usuario. Una selección adecuada de componentes fue vital para cumplir con las funciones deseadas en el espacio reducido. Para que la prótesis pueda ser usada por personas, es necesario realizar aún estudios de biocompatibilidad y diseñar el encaje para que sea compatible con la mayor cantidad de amputados posible. Este trabajo tiene potencial de ser mejorado. Se recomienda en futuros trabajos realizar un estudio dedicado a las señales EMG del antebrazo para añadirle a la prótesis más movimientos y funciones. Se sugiere también la integración de señales de otros músculos u otro tipo de señales, como las encefalográficas (EEG).

In this project an initial version of a surface EMG controlled prosthetic hand was created. The hand is able to perform simple movements, such as the cylindrical grasp. Since most of guatemalans live in poverty, the costs of the project were taken into consideration during the design of the prosthetic device. An economical version in comparison to similar products in the market today was made. The device is almost entirely 3D-printable, so that the design could be manufactured anywhere in the world for those who might need it. For making this prosthetic hand a viable alternative, biocompatibility research and a design of a generic socket must be made. This project has the potential to be upgraded through more research in EMG signals in the forearm to add more movements and functions or signals from other muscles could be used as well. Using other types of signals, like EEG, could also add more functionality.

El motivo de este trabajo es comprobar que es factible diseñar y fabricar una prótesis controlada por señales electromiográficas (EMG) de superficie a un costo menor que las opciones que hay actualmente en el mercado. La primera parte para abordar el problema planteado es crear un diseño mecánico de la prótesis de tal manera que sea posible imprimir las piezas en una impresora 3D. Para lograr llegar a una versión funcional del diseño fue necesario realizar iteraciones y pruebas con los prototipos. Para realizar estas pruebas de manera eficiente, se diseñó primero un prototipo sencillo, que consistía básicamente en los eslabones que formaban la base del mecanismo de los dedos y que pudiera ser impreso rápidamente y sin consumir mucho material. Este prototipo inicial fue clave para entender el movimiento deseado, las limitaciones que existían, principalmente de espacio y los retos que venían por delante. Aunque esta versión inicial no funcionó como esperado, aportó mucho información valiosa para las siguientes iteraciones. En las siguientes pruebas, se iteró con las partes que componen el diseño de manera individual hasta obtener un resultado satisfactorio. Tras haber trabajado las piezas individualmente se procede a probar el diseño en conjunto, se hicieron las últimas modificaciones y se obtuvo el diseño final.

Teniendo un diseño mecánico funcional, el siguiente paso fue tratar con la parte electrónica de la prótesis. El proceso de diseño de esta parte fue menos iterativa que para el diseño mecánico. El primer paso fue realizar pruebas con el sensor EMG para familiarizarse con él y poner a prueba sus capacidades. Tras obtener buenos resultados con el sensor se plantearon los requerimientos que el circuito debía lograr y se diseñó un circuito impreso que cumplía con dichos requisitos. Al haber especificado previamente los objetivos de la parte electrónica, el margen para errores fue reducido y tras probar el circuito no se encontró ningún problema.

Por último, se integraron la parte mecánica y electrónica para obtener la prótesis controlada por señales EMG. El movimiento obtenido del diseño de los dedos hizo posible realizar un agarre cilíndrico, que es útil para agarrar objetos. Esto le devuelve al usuario cierta funcionalidad y es más útil que las prótesis clásicas cuya principal función se relaciona únicamente a la estética y autoestima del usuario. Este trabajo demuestra que es posible crear

prótesis funcionales y elaboradas a un reducido costo.

A. Manos robóticas controladas por señales EMG

En el proyecto desarrollado por Ivan Borisov, Olga Borisova y Sergei Krivosheev [1], se puede observar una idea similar en donde se implementó una mano robótica utilizando señales EMG. En este trabajo se utilizaron 6 motores DC, uno para cada dedo y el último para la oposición del pulgar. La mano desarrollada cuenta con un sistema de control de retroalimentación para manejar los motores. Algo muy interesante de este proyecto, es que para sustituir el sentido del tacto, la prótesis está equipada con motores de vibración y bocinas piezoeléctricas, para indicarle al usuario retroalimentación del “estado” de la mano y no depender totalmente del sentido visual. En la Figura 1 se puede observar el prototipo final logrado en este proyecto.

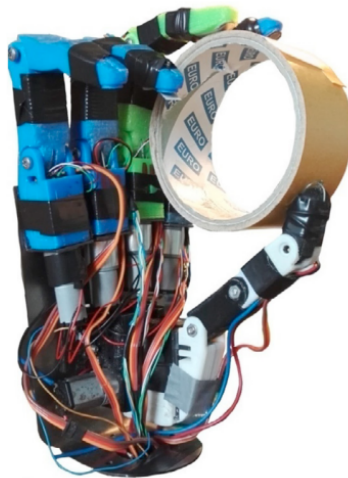


Figura 1: Mano desarrollada en la universidad ITMO [1].

En el Instituto de Tecnología de Harbin, China, se comenzó a desarrollar en el año 2019 una metodología innovadora para detectar y realizar movimientos más complejos en una mano protésica. En la publicación [2] se menciona que uso de únicamente señales EMG para el control de una mano robótica puede ser una limitante para ejecutar movimientos complejos. Los autores de este proyecto proponen un sistema que combina las señales EMG con visión de computadora, seguimiento de los ojos y una unidad de medida inercial (IMU) para detectar el movimiento deseado del usuario. En la Figura 2 se puede observar el espacio de trabajo del sistema propuesto.

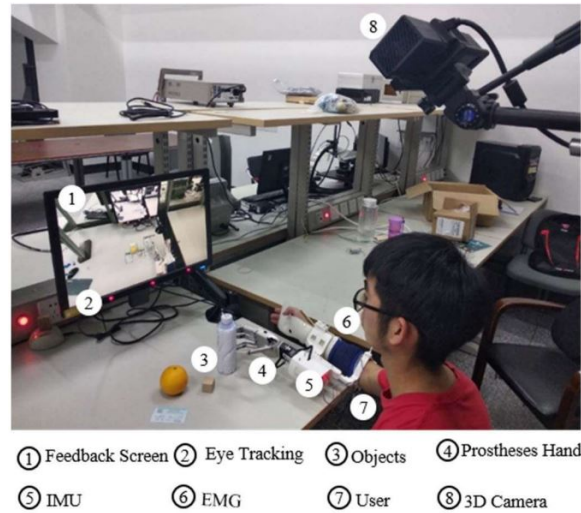


Figura 2: Configuración del sistema con EMG,IMU, visión de computadora y seguimiento de ojos [2].

La visión de computadora es utilizada para detectar los objetos en un campo de visión, sus orientaciones y dimensiones relativas a la mano protésica, que se encuentra en el campo de visión y sirve como referencia. Con esta información, es posible determinar previamente el tipo de agarre óptimo que se debería ejecutar para cada objeto, según su geometría. Los agarres con los que trabajaron en este proyecto fueron el agarre cilíndrico, esférico, lateral y trípode. El dispositivo para el seguimiento del ojo del usuario fue utilizado para determinar cuál de los objetos deseaba agarrar. La información sobre la rotación del antebrazo la obtenían por medio del IMU y las señales EMG fueron utilizadas simplemente como interruptores, para hacer saber al sistema que se desea ejecutar el agarre previamente determinado. El diagrama de operación del sistema se muestra en la Figura 3.

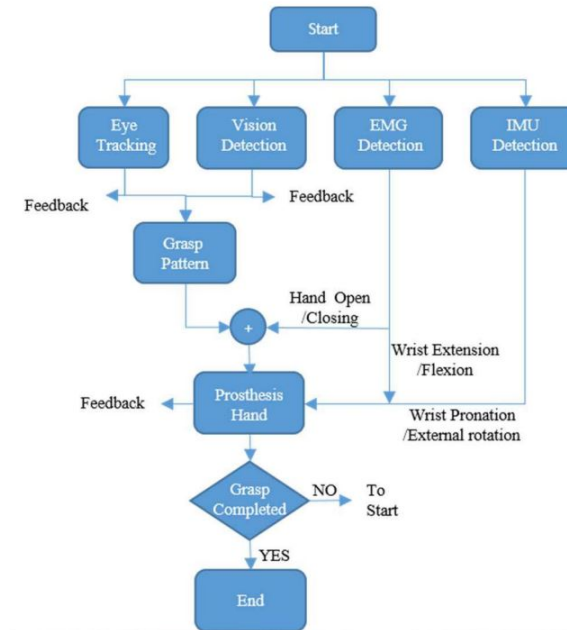


Figura 3: Diagrama de flujo del sistema [2].

Esta propuesta resuelve la necesidad de poder realizar varios agarres, sin embargo, es poco viable poder implementar este sistema en una prótesis funcional, pues por ahora el sistema no es portátil. El uso de los dispositivos de seguimiento de los ojos necesitan tener cámaras enfocadas a los ojos de del usuario, es decir, enfrente de la persona a cierta distancia. Para poder implementar esta idea sería necesario utilizar otra metodología para determinar con qué objeto desea interactuar el usuario. Otra de las desventajas es que podría ser un sistema poco intuitivo para el usuario. Los movimientos a realizar son determinados con visión de computadora y el usuario no tiene manera de decidir qué tipo de agarre usará. Además, el sistema así como está planteado no funcionaría sin la presencia de objetos y se limita únicamente a los agarres, cuando la mano puede tener otras funciones, como señalar con un dedo, hacer gestos o saludar.

En la Universidad Hanyang de Korea también han experimentado con el uso de señales EMG para el control de prótesis de mano. En el proyecto de Minsag Seo, Dukchan Yoon, Junghoon Kim y Youngjin Choi fabricaron una mano simple que podía ser abierta y cerrada según las señales EMG del usuario [3]. Algo interesante de este proyecto fue la forma de la mano desarrollada, pues no la hicieron de 5 dedos, sino de 3. La forma era más como de una garra, que para el movimiento para el que estaba diseñada era la forma más eficiente. La forma de la mano se puede ver en la Figura 4.

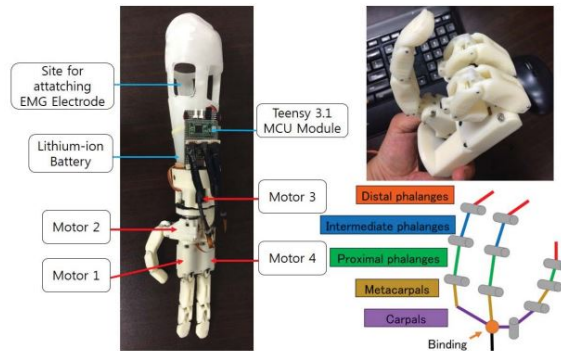


Figura 4: Mano desarrollada en la Universidad Hanyang [3].

El diagrama de flujo del funcionamiento de la prótesis se puede ver en la Figura 5. en las conclusiones de este proyecto se menciona que una de las dificultades que tuvieron al trabajar con las señales EMG fue que estas podían variar según la posición del brazo del usuario. Aunque las medidas las tomaran del antebrazo, la rotación del hombro alteraba las señales EMG medidas.

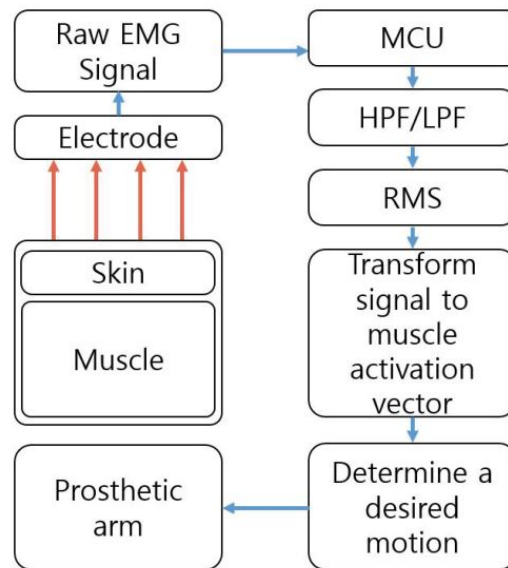


Figura 5: Diagrama de flujo del funcionamiento de la mano desarrollada en la Universidad Hanyang [3].

B. Proyectos en la Universidad del Valle de Guatemala

En la Universidad del Valle de Guatemala se han trabajado líneas de investigación que incluyen la temática de este trabajo de graduación. Entre los proyectos más vinculados se encuentra el trabajo de graduación de Pablo Mazariegos, titulado “Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral” [4] y el trabajo realizado por María Fernanda Girón: “Interfaz Biomédica para el Control de Sistemas Robóticos Utilizando Señales EMG” [5].

En su trabajo de graduación, Mazariegos trabajó con el modelado mecánico y accionamiento simple de una mano protésica. Desarrolló un modelo funcional capaz de realizar movimientos simples, como un agarre total, agarre de puño, de pinza y señalamiento con el dedo índice. Este modelo, sin embargo, no cuenta con un sistema de control y los movimientos son pre-programados. Este proyecto tiene mucho potencial, pues se le podrían añadir los electrodos para medir las señales EMG de superficie y decidir con base en esa señales el movimiento que la mano ejecutará. En la Figura 6 se puede ver el modelo de la mano desarrollada.

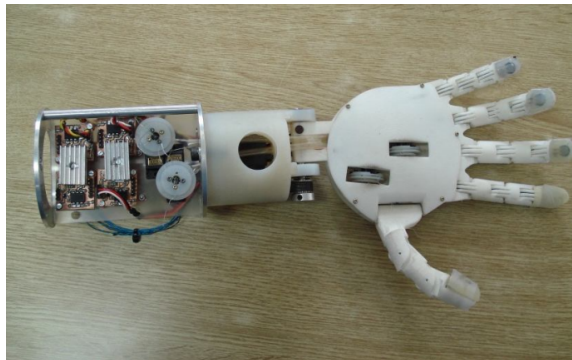


Figura 6: Mano desarrollada por Pablo Mazariegos [4].

Un aspecto interesante de este trabajo de graduación fue el costo que tuvo la manufactura de las piezas. Este trabajo fue realizado en el 2012 y la tecnología de impresión 3D ha visto una reducción de costos enorme en los últimos años. En ese año, la UVG no contaba con impresoras 3D para la manufactura, por lo que la mano tuvo que ser fabricada en USA y enviada a Guatemala. Hoy, la Universidad cuenta con impresoras 3D de buena calidad en el campus. Las impresoras han bajado tanto de precio, que incluso varias personas pueden pagar por una para tener en sus casas. Los filamentos también han bajado de precio, ya hay bastantes fabricantes y marcas compitiendo en el mercado. En la Figura 7, se pueden observar los costos de las piezas de la mano.

Lugar	Precio Manufactura	Material	Shipping	Tax	Total
Ponoko	\$31.63	Durable Gloss Plastic - Black	\$11.23	--	\$42.86
Shapeways	\$26.64	White Strong & Flexible	\$6.50	--	\$33.14
Redeye	\$175	White ABS	\$8.18	--	\$183.18
Quickparts	\$177	Polylet	\$8.18	--	\$185.18

Figura 7: Cotización de piezas de la mano [4].

En el 2020 se comenzó a desarrollar en la UVG una interfaz biomédica para el control de sistemas robóticos utilizando señales EMG. En el trabajo de Girón, la autora se enfocó principalmente en el software, que consistía en procesar las señales capturadas para la identificación de gestos y patrones y utilizó las manos como referencia para corroborar el funcionamiento del software desarrollado. El objetivo principal de este trabajo fue clasificar las señales EMG, para lo que usó una red neuronal (RN) y el entrenamiento de una máquina de vectores de soporte (SVM) Como se puede ver en su trabajo de graduación, la simulación que se realizó en Matlab para simular un sistema mecánico trabajando con las señales EMG procesadas funciona bastante bien. Uno de los objetivos específicos del proyecto fue desarrollar una interfaz que tradujera las señales EMG a comandos para un sistema robótico. Los resultados de este proyecto podrían contribuir en el futuro a un mejor control del mecanismo que busca construir.

Un posible seguimiento a este proyecto es comenzar a desarrollar un sistema electrónico-mecánico al cual se le pueda implementar este software ya desarrollado y funcional. Entre más se entiendan las señales que hacen funcionar al cuerpo humano, como las señales EMG y mejor se puedan capturar, procesar y utilizar, se podrán desarrollar mejores reemplazos o “prótesis” que cumplan con las funciones de la parte del cuerpo que buscan reemplazar. Una de nuestras partes más útiles y versátiles son nuestras manos.

Justificación

Como se puede observar en la Figura 8, del último dato registrado en el 2014, el 59.3 por ciento de la población vive en pobreza total, de los cuales el 23.4 por ciento viven en pobreza extrema. Esta gran parte de la población no tiene acceso al sector privado de salud y son mucho más propensos a complicaciones médicas. Su estatus económico no les permite acudir a un médico para tomar medidas preventivas y en la mayoría de los casos, van a un hospital sólo cuando se trata de vida o muerte. En muchos casos puede suceder que las personas tienen alguna extremidad dañada, pero acuden al médico hasta que sea muy tarde y ya no se pueda rescatar la extremidad. Además, los trabajos que consiguen tienen muy poca seguridad y están expuestos a sufrir accidentes y perder alguna extremidad por estas causas.

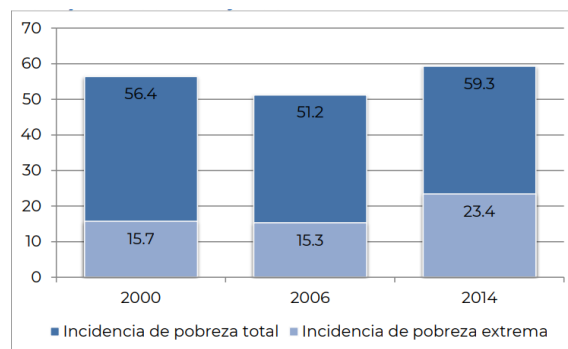


Figura 8: Porcentajes de pobreza en Guatemala [6].

Además de no poder prevenir la pérdida de una extremidad, tampoco tienen la capacidad económica de adquirir prótesis modernas y funcionales. Según la universidad de Carleton, una prótesis de mano controlada por señales EMG moderna en Canadá cuesta entre quince mil y cincuenta mil dólares.[7] Estas son cifras totalmente fuera del alcance de más de la mitad de la población entera de Guatemala.

Este proyecto busca sentar las bases para crear una prótesis mucho más accesible para

los guatemaltecos que perdieron una mano, pues es un miembro muy importante y útil para cualquier persona. Una prótesis funcional puede hacer la diferencia en estas personas al devolverle las funcionalidades simples pero vitales que una mano puede hacer.

Otra función de este trabajo de graduación es unir investigaciones pasadas realizadas en la Universidad Del Valle de Guatemala, como la realizada por Mazariegos [4] y Girón [5]. Al combinar estos estudios se puede llegar a un prototipo más funcional y crear una nueva línea de investigación en la UVG.

A. Objetivo general

Diseñar y fabricar el mecanismo y circuito electrónico de un prototipo de prótesis de mano controlada por señales EMG de superficie, capaz de replicar movimientos sencillos y agarres esenciales.

B. Objetivos específicos

- Diseñar una prótesis electromecánica de mano, capaz de replicar movimientos simples.
- Fabricar la prótesis con materiales y componentes accesibles económicamente y con disponibilidad en Guatemala.
- Maximizar el uso de impresión 3D para la fabricación de la prótesis, con el fin de facilitar la replicabilidad y disminuir costos de fabricación.
- Realizar una comparación de las fuerzas logradas con la mano prostética contra una mano real.
- Integrar sensores EMG de superficie y lograr que los actuadores de la mano actúen con base en dichas señales.
- Utilizar una fuente de alimentación que permita un fácil intercambio o que sea recargable que permita utilizar la mano prostética de manera portátil.
- Hacer una estimación de tiempo del uso que se le podrá dar a la prótesis sin cambiar la fuente o recargarla.

En la Universidad del Valle se ha trabajado con prototipos de manos protéticas. El enfoque principal que han tenido estos proyectos ha sido sobre el diseño mecánico y la movilidad que se puede lograr. Sin embargo, no se trabajó en el enlace entre las prótesis y el usuario. En este trabajo de graduación el objetivo fue crear ese enlace por medio de señales EMG de superficie, de manera que el usuario tenga una forma de mover la prótesis cuando lo desee y de la forma más natural posible, como si tuviese una mano.

El uso de señales EMG de superficie en el antebrazo implica también restricciones. La mano humana en sí posee varios músculos que hacen posibles movimientos complejos, como la oposición del pulgar. La detección de de estos movimientos no es posible con los métodos que se utilizaron, por lo que la mano protética está restringida a movimientos simples.

Habiendo sido el enfoque del proyecto la integración de señales EMG, otras características de una prótesis no fueron tomadas en cuenta. Para que este proyecto pueda ser utilizado realmente en un paciente es necesario un estudio adicional sobre la biocompatibilidad de los materiales u otro estudio de seguridad respecto al uso de la misma. Los dispositivos biomédicos deben contar además con certificaciones de entidades como la FDA, por ejemplo, para que pueda ser utilizada en personas. Este proyecto se limitó únicamente a tratar con los temas sobre la tecnología del dispositivo y su función prevista es ser utilizado como una plataforma experimental.

A. Señales electromiográficas

Las señales biomédicas son señales eléctricas que representan una variable de interés física. Las señales electromiográficas (EMG) son parte del grupo de las señales biomédicas. Son un potencial eléctrico, creado por la despolarización de la membrana de fibra muscular externa [5]. Estas señales tienen voltajes en el rango de 0 a 6 mV. Sus frecuencias entre 0-500 Hz, principalmente entre 50-150 Hz. La principal medición de esta señal son los potenciales de unidad motora (PUM), pues al haber anomalías en su frecuencia y amplitud nos podría indicar la presencia de una enfermedad muscular.

1. Medición de señales EMG

Para medir estas señales, existen 5 tipos de electromiografías:

1. Electromiografía convencional
2. Electromiografía cuantitativa
3. Electromiografía de fibra simple
4. Macro EMG
5. EMG de superficie y estudio del espectro de frecuencias

La forma más común de capturar señales electromiográficas es por medio de electrodos de superficie, como los que se muestran en la Figura 9.



Figura 9: Electrodos para capturar señales EMG [8].

2. Orígenes y avances recientes

La existencia de las señales EMG fue documentada por primera vez por Francesco Redi en el año 1666, cuando descubrió que los músculos de una mantarraya generaban electricidad [9]. Hasta la década de los 1980 introdujeron Cram y Steger métodos clínicos para captar señales EMG de diversos músculos [10]. En los últimos años ha avanzado mucho la tecnología y con ella los métodos de captar señales EMG, lo que abre más campos para la aplicación de estas señales. Los usos más frecuentes se dan en el área de la medicina, ya que pueden ser utilizadas para detectar patologías musculares. Una aplicación interesante es la tratada en el proyecto *Mime Speech Recognition*, en donde intentan reconocer y replicar el habla por medio de la detección de las señales EMG de los músculos relacionados con esta actividad. Esto puede resultar útil en ambientes de mucho ruido en donde las señales de audio sean difíciles de captar o en personas sin cuerdas vocales o dañadas [11]. Pueden ser también un buen vínculo para la interacción entre máquinas y humanos o dispositivos biomédicos. En otras áreas, las señales EMG han sido propuestas en combinación con mediciones del ritmo cardíaco y rastreo del movimiento de los ojos para uso en videojuegos, como una nueva forma de mando [12].

3. Filtrado de señales EMG

Para trabajar con señales EMG, es vital conocer sus características para poder filtrarlas y aislarlas. Otras señales, como la electrocardiográfica (ECG) y el ruido de línea pueden interferir y ser captadas por los electrodos. Las señales ECG tienen una frecuencia entre 0 y 20Hz y el ruido de línea de 60Hz en Guatemala. Bajo estas condiciones, sería una buena práctica de filtrado aplicar un filtro pasa banda para las frecuencias de 20Hz a 500Hz. Con esto evitamos la interferencia de las señales ECG y cualquier otro ruido con frecuencias mayores a 500Hz. Para reducir el ruido de línea se puede implementar un filtro suprime banda ajustado a 60Hz [13].

Según Yashoda [13], las siguientes características de las señales emg pueden ser útiles para su procesamiento:

- Media del Valor Absoluto (MAV)

El MAV es el promedio de la señal rectificadora. Para calcularlo, se suman todas las amplitudes en un segmento de N cantidad de muestras y se divide el valor entre el total de muestras.

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |xi|$$

en donde N es la cantidad de muestras y xi es el valor de la iésima muestra.

- Cruces por cero (Zero Crossings, ZC)

Es el número de veces que un segmento de la señal cambia de signo. Es recomendable utilizar una amplitud mínima para detectar el cruce por 0 para evitar errores por ruido en este cálculo [14].

- EMG Integrada (IEMG)

La IEMG representa el área bajo la curva de un segmento de la señal rectificadora. Puede ser expresado como la sumatoria de los valores absolutos de la amplitud [15].

$$IEMG = \sum_{i=1}^N |xi|$$

en donde N es la cantidad de muestras y xi es el valor de la iésima muestra.

- Cambios de signo en la pendiente (Slope Sign Changes, SSC)

Es el número de veces en que la pendiente de un segmento de la señal EMG cambia de signo. Puede ser visto también como los cruces por cero de la derivada. En el cálculo de cruces por cero siempre se toma precaución para evitar cruces por cero causados por error [14].

- Oblicuidad (Skewness)

La oblicuidad es una medida de asimetría o distorsión de una distribución, por lo que puede ser medido y utilizado cuando la señal es representada como una.

$$Oblicuidad = \frac{\sum_i^N (Xi - X')}{(N - 1) * \sigma^3}$$

En donde σ es la desviación estándar, X' la media, N la cantidad de muestras y Xi la iésima muestra.

- Tasa de Porcentaje de Myopulso (MYOP, por sus siglas en inglés)

MYOP es un MAV con una condición de umbral. Se toma en cuenta el dato únicamente si este es mayor que el umbral seleccionado.

$$MYOP = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N si(|xi| > umbral)$$

- *Log Detector*

Es una característica no-lineal que brinda un estimado de la fuerza ejercida por el músculo

$$logdetector = e^{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log(|xi|)}$$

- Desviación Absoluta Promedio (MAD por sus siglas en inglés)

mide la distancia promedio de la amplitud entre cada muestra y el promedio.

$$MAD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |xi - x'|$$

En donde N es la cantidad de muestras, xi la iésima muestra y x' el promedio.

- Amplitud de Willison (WA)

Calcula la cantidad de veces en las que la diferencia entre la amplitud de dos muestras continuas es mayor a un umbral seleccionado. Está relacionado con la fuerza de contracción en el músculo.

$$WA = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(|xi - xi + 1|)$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, si : x > umbral \\ 0, si : x \leq umbral \end{cases}$$

En donde N es la cantidad de muestras, xi la iésima muestra y x' el promedio.

Estas son las características más comunes que se pueden extraer de una señal EMG, aunque existen otras, como la *maximum factal lenght*, *log difference absolute mean value*, *temporal moment*, entre otras.

B. Anatomía del miembro superior

1. Esqueleto de la mano

La mano humana contiene 27 huesos, de los cuales 8 se ubican en el área de la muñeca y se denominan el carpo. La región de la palma está constituida por 5 huesos tubulares llamados metacarpos y los huesos de los dedos se denominan falanges. El dedo pulgar contiene únicamente 2 falanges, mientras que el resto posee 3. La falange proximal se une al metacarpo, luego sigue la falange media y por último la distal. En el caso del pulgar, la falange distal está unida directamente a la falange proximal. Los huesos de la mano están unidos por ligamentos, que ayudan a estabilizar las juntas y evitan que la mano y dedos hagan movimientos para los que no están diseñados [16]. La Figura 10 ilustra los huesos que componen la mano.



Figura 10: Esqueleto de la mano [16].

2. Músculos de interés del antebrazo

Debido a que la anatomía del antebrazo es extensa, en esta sección se presentan únicamente los músculos que, por sus funciones, son de interés para este trabajo. Las funciones buscadas en los músculos del antebrazo fueron aquellas que se relacionaran con los movimientos de la mano, específicamente de los dedos. Aunque varios músculos del antebrazo participen en los movimientos de la mano, muchos músculos con los cuales se realizan los movimientos finos están situados en la mano. Las imágenes que se mostrarán en esta sección fueron hechas con ayuda de la aplicación *Complete Anatomy 2022*, creada por la empresa “Elsevier”.

Los músculos que se presentan, serán visibles en las siguientes figuras en dos vistas del antebrazo. La vista anterior se le llama a la del lado de la mano donde se encuentran los nudillos y la posterior es la vista de la palma. La Figura 11 muestra todos los músculos de la vista anterior. Cabe mencionar que los más visibles son los de la capa más superficial y algunas partes de los músculos que se mostrarán más adelante pueden estar debajo los músculos superficiales. En la Figura 12 se muestran todos los músculos de la vista posterior.

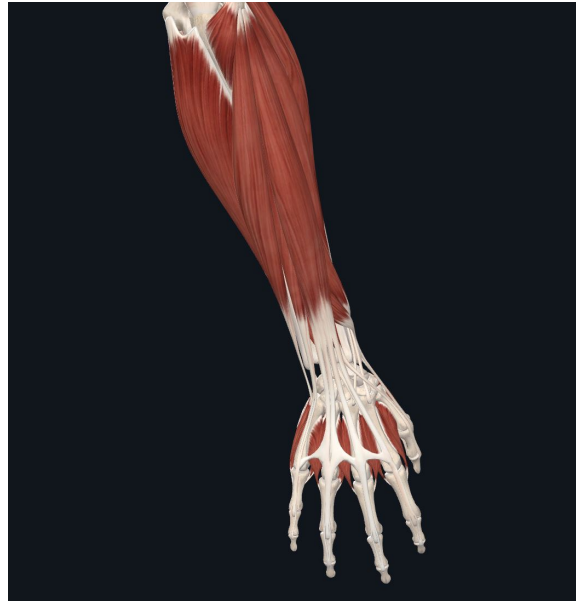


Figura 11: Vista anterior de los músculos del antebrazo elaborada con *Complete Anatomy*.



Figura 12: Vista posterior de los músculos del antebrazo elaborada con *Complete Anatomy*.

A continuación se mostrarán los músculos visibles en la vista anterior. Uno de los músculos más importantes para la aplicación de este proyecto es el extensor de los dedos. Su función, como lo dice el nombre, es extender los dedos índice, medio, anular y meñique. En la Figura 13 se muestra el extensor de los dedos resaltado en anaranjado. Este músculo, al estar en la capa superficial, no presenta mayores dificultades al medir sus señales EMG.



Figura 13: Extensor de los dedos elaborado con *Complete Anatomy*.

El dedo pulgar posee 2 músculos extensores, el extensor corto y largo. Ambos músculos se muestran resaltados en la Figura 14. Como se puede notar en la figura, la mayor parte de estos músculos se encuentra debajo del extensor de los dedos, por lo que medir las señales de estos músculos es más difícil que para otros músculos que no se encuentran total o parcialmente debajo de otros.



Figura 14: Extensores del pulgar elaborados con *Complete Anatomy*.

El dedo pulgar también cuenta con un músculo abductor, llamado abductor largo del pulgar. Posee también un corto, sin embargo, este se encuentra en la palma. Como lo dice el nombre, este músculo abduce y extiende el pulgar a nivel de la primera articulación carpometacarpiana. Para entender mejor el movimiento, se ejemplifica en la Figura 15, en donde se puede ver hacia dónde se mueve el pulgar al estar accionado el músculo. La posición de este músculo respecto al resto de músculos se ilustra en la Figura 16. Como se puede ver, este músculo también se encuentra en su mayor parte cubierto por el flexor de los dedos, por lo que medir sus señales con electrodos también resulta más tedioso al no ser superficial.



Figura 15: Movimiento del abductor largo del pulgar elaborado con *Complete Anatomy*.

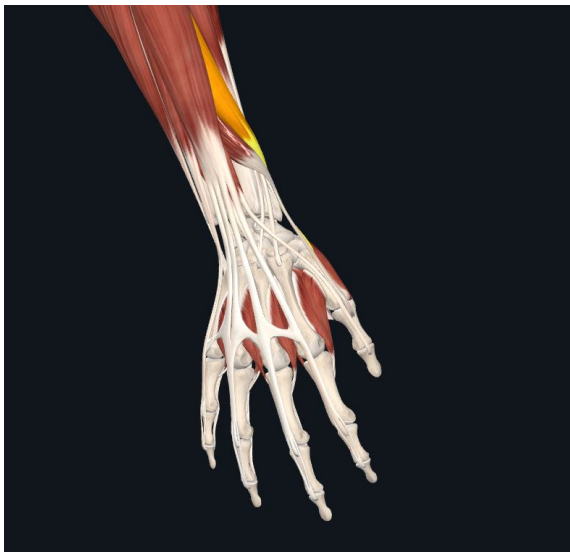


Figura 16: Abductor largo del pulgar elaborado con *Complete Anatomy*.

El dedo meñique e índice también cuentan con sus músculos extensores propios, los cuales se muestran en la Figura 17. El extensor del índice se encuentra completamente cubierto por el extensor de los dedos y el del meñique si tiene una gran parte al descubierto.



Figura 17: Músculos extensores de los dedos índice y meñique elaborados con *Complete Anatomy*.

A continuación se muestran los músculos visibles en la parte posterior del antebrazo. En esta vista, los músculos más importantes para este trabajo son los flexores. En la Figura 18 se muestra el flexor superficial de los dedos, el que se encarga de flexionar todos los dedos a excepción del pulgar. El pulgar cuenta con su propio flexor, conocido como flexor largo del pulgar y se ilustra en la Figura 19.

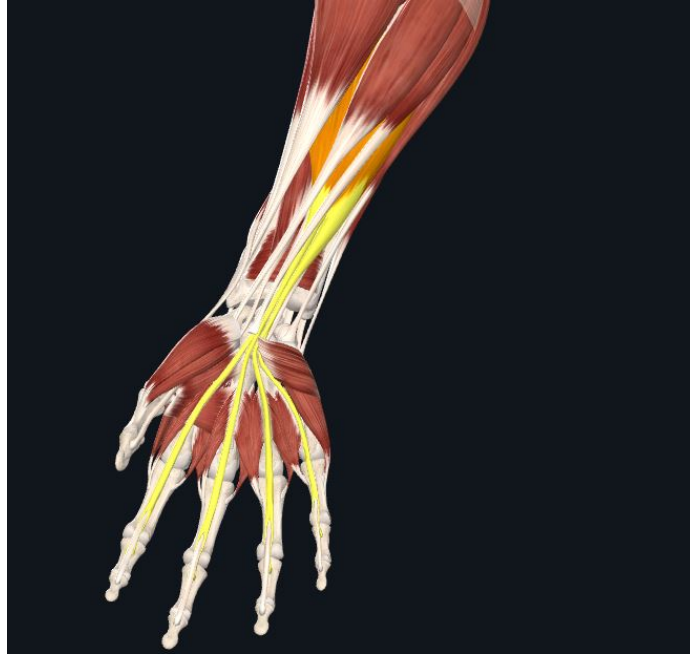


Figura 18: Flexor superficial de los dedos elaborado con *Complete Anatomy*.



Figura 19: Flexor largo del pulgar elaborado con *Complete Anatomy*.

C. Movimientos importantes de la mano

Según la investigación realizada en [17], los agarres de la mano se pueden clasificar en agarres de fuerza y agarres de precisión. Un ejemplo común de un agarre de precisión es cuando se sostiene una pluma para escribir. Este agarre se puede desglosar en la posición de la muñeca y dedos. En este caso la muñeca está en dorsiflexión, los dedos semi-flexionados y el pulgar aducido y en oposición, como se observa en la Figura 20.



Figura 20: Agarre de un lapicero. [17]

Según [18], existen 6 agarres principales en la mano, que se pueden ver en la Figura 21.

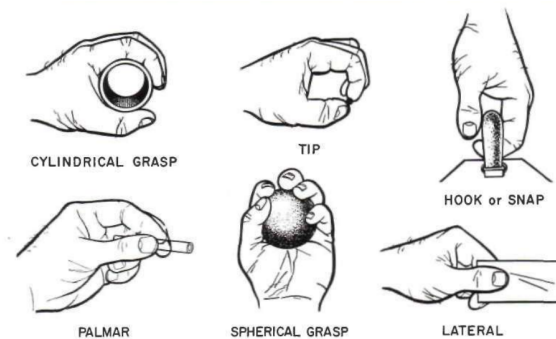


Figura 21: Los 6 agarres principales de la mano. [18]

Estos 6 agarres los podemos dividir también según el tipo. Los de fuerza serían el *cylindrical grasp*, *hook or snap* y el *spherical grasp*. El resto son de precisión.

D. Prótesis

1. Definición y orígenes de los dispositivos prostéticos

Según la definición de la enciclopedia médica A.D.A.M, una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte del cuerpo faltante o asistir a alguna parte que no funciona correctamente. Las prótesis más comunes se utilizan para reemplazar o asistir piernas, brazos, manos o articulaciones [19]. Los primeros registros del uso de prótesis datan hasta la época de la quinta dinastía de los egipcios, entre los años 2750 a 2625 antes de Cristo. En la Figura 22 se muestra una de las prótesis más antigua encontrada, perteneciente a una momia egipcia que está situada actualmente en el museo del Cairo [20]. Las prótesis en sus principios buscaban más satisfacer las necesidades estéticas de los usuarios en lugar de ser funcionales, incluso su uso podía representar un peligro.



Figura 22: Prótesis de dedo pulgar utilizado por los egipcios [20].

Inicialmente, los materiales principales usados en las prótesis fueron cuero y madera. En el año 1800, James Potts diseñó en la ciudad de Londres una prótesis de pierna completa que, además de usar los materiales mencionados anteriormente, usó hierro. La prótesis se muestra en la Figura 23.



Figura 23: Prótesis de pierna diseñada por James Potts [20].

2. Materiales de fabricación

La ciencia de los materiales ha evolucionado y hay más materiales disponibles para la fabricación de prótesis a comparación de las mencionadas anteriormente. Hace miles de años, cuando se hicieron las primeras prótesis, no existía el concepto de resistencia de materiales, por lo que la selección de materiales para fabricar los dispositivos estaba limitada únicamente a lo que había disponible y a lo que pudieran trabajar con sus herramientas. Un estudio realizado por Anissa Mota en la Universidad Politécnica del estado de California [21], resume los materiales comúnmente usados actualmente en dispositivos biomédicos, entre los que se encuentran: Metales, polímeros, fibra de carbono y materiales biocompatibles. A continuación se describen los materiales según Mota.

- Metales:

Entre los metales más utilizados se encuentra el titanio, aluminio, magnesio, cobre y aceros, ya sean aleaciones o puros. El más utilizado es el titanio por su buena relación fuerza-peso y excelente resistencia a la corrosión, lo que lo hace biocompatible y apto para uso dentro del cuerpo, como para prótesis que sean implantes. En la Figura 24 se muestra un ejemplo del uso de titanio en una prótesis de rodilla. Otra propiedad por la que se usa titanio es su bajo módulo de elasticidad, que es similar al de los huesos humanos.

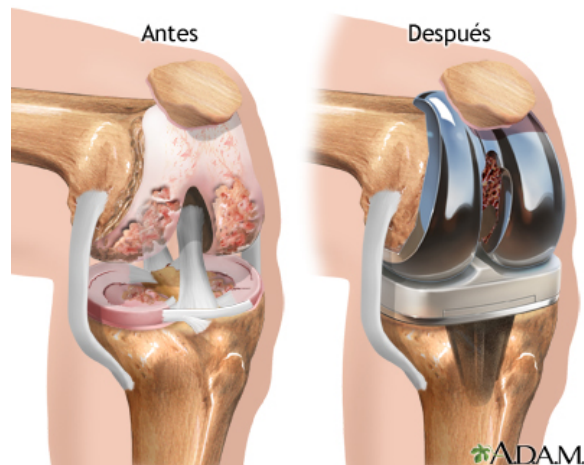


Figura 24: Prótesis de rodilla de titanio [22].

- Polímeros:

A diferencia de los metales, los polímeros no ofrecen tanta dureza y no son utilizados en prótesis que deban soportar mucha carga. Es usado principalmente para falanges, juntas u otras partes pequeñas. Sus métodos de manufactura, como la impresión 3D y costos permiten geometrías más complejas. Este grupo de materiales es el que más avances significativos ha tenido en los últimos años, sobre todo en la fabricación de tejidos suaves [23]. En la Figura 25 se muestra una línea de tiempo con los avances significativos de las prótesis de tejidos suaves. Una de las grandes ventajas de este material sobre otros, según el Instituto de Materiales, Minerales y Minería (IOM3), es el hecho de que puedan ser impresos en 3D y los diseños y tamaños puedan variar para cada paciente, de manera que cada prótesis esté hecha a la medida. Además, con los avances de materiales de impresión de hoy en día, cada vez se logran durezas superiores y materiales inertes que reducen el riesgo de infecciones bacterianas [24].

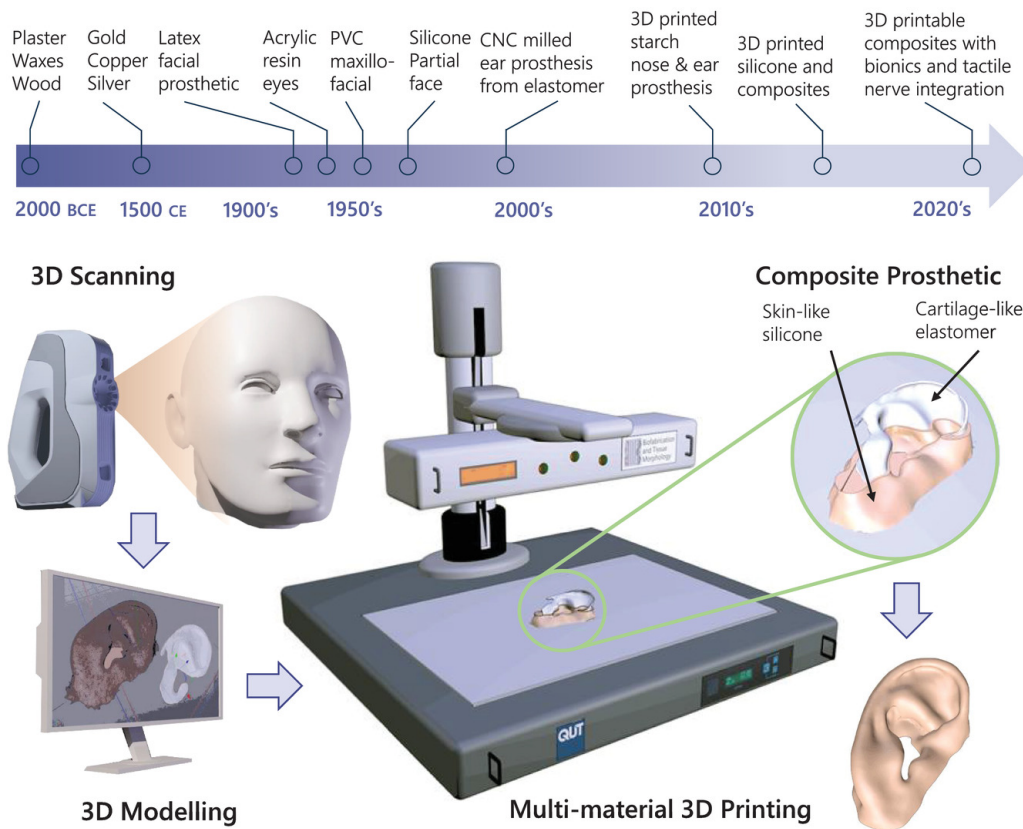


Figura 25: Línea de tiempo con innovaciones significativas en la ciencia de los materiales de dispositivos prostéticos [23].

Entre los polímeros más utilizados, se encuentran:

- Cloruro de polivinilo plastificado
- Elastómero de poliuretano
- Polietileno clorado (CPE)
- Resina acrílica
- Silicona
- materiales elastómeros imprimibles en 3D
- plásticos rígidos imprimibles en 3D, como PLA (ácido poliláctico), nylon, acrilonitrilo

Las desventajas del uso de polímeros en prótesis se listan a continuación:

- **Degradación química:** Dependiendo de las propiedades específicas de cada polímero, procesos químicos pueden causar cambios de color, pérdidas de propiedades mecánicas, endurecimiento, disminución de resistencia a esfuerzos cortantes y deformaciones [23].
- **Exposición a rayos ultravioleta:** Puede endurecer materiales suaves, como la silicona y causar principalmente desperfectos estéticos.
- **Exposición a secreciones de la piel:** Afecta principalmente en el color y debilita ciertos materiales suaves.
- **Cambios de color:** El cambio de color es inevitable y las desventajas listadas anteriormente aportan a ese factor. Cuando la prótesis pierde su color y se ve notoriamente desgastada, los usuarios pueden perder interés en seguirla usando por motivos estéticos.
- **Reemplazos más frecuentes que en piezas metálicas:** Por las desventajas mencionadas previamente, los dispositivos biomédicos fabricados con polímeros pueden necesitar ser reemplazados con más frecuencia que, por ejemplo, una prótesis de titanio. Debido a esto, es menos común ver estos materiales en prótesis implantables.

- Fibras de carbono:

Las fibras de carbono se comenzaron a utilizar en el siglo 20 [21]. Es un material relativamente liviano y capaz de soportar cargas pesadas por sus alta rigidez, resistencia a la tensión, resistencia química, tolerancia a temperaturas altas y baja expansión térmica. Es utilizado en aplicaciones donde se necesite un material resistente y el peso tenga que ser lo más reducido posible, por lo que es viable su uso en prótesis. Un problema de este material es que no ofrece tanta ductilidad como los metales, por ejemplo, lo que lo hace frágil. Sin embargo, combinar este material con otros, como resinas, puede ayudar a aumentar la ductilidad y volverlo menos frágil. Actualmente existen prótesis fabricadas con materiales híbridos que contienen fibra de carbono. En la Figura 26 se muestra una prótesis de pierna para usos deportivos fabricada con materiales compuestos de fibra de carbono.



Figura 26: Pierna fabricada con fibras de carbono de la empresa *Ottobock* [25].

E. Mecanismos electromecánicos

La mano desarrollada en la universidad ITMO [1], visible en la Figura 1, utiliza 6 motores de corriente directa, uno para cada dedo y uno adicional para la oposición del pulgar. Los motores DC son son asequibles, tienen disponibilidad, su funcionalidad es simple y requieren únicamente dos cables para su alimentación. Una posible desventaja de usar motores de corriente directa para el movimiento de los dedos es que si no se realiza un sistema de control y se deja conectado en forma de interruptor, no se podrá regular la velocidad a la que los dedos se moverán y no se pueden lograr movimientos con base en la posición actual de los dedos. Estas desventajas se pueden mitigar implementando un sistema de control, pero se requerirían componentes adicionales, como para obtener la posición actual y esto incluiría más peso y un mayor reto para acomodar estos componentes adicionales en el poco espacio de una mano.

En otro proyecto [26] utilizaron servomotores en una mano protésica como se puede ver en la Figura 27. Una gran ventaja de estos motores sobre los DC es que se puede indicar la posición deseada y se puede controlar la velocidad a la que se mueven por *software*. Son un poco más caros y en la mayoría de veces tienen menos fuerza que un motor DC de tamaño similar. El uso de estos motores permitiría movimientos más sofisticados, pero sacrificaríamos fuerza y costo.

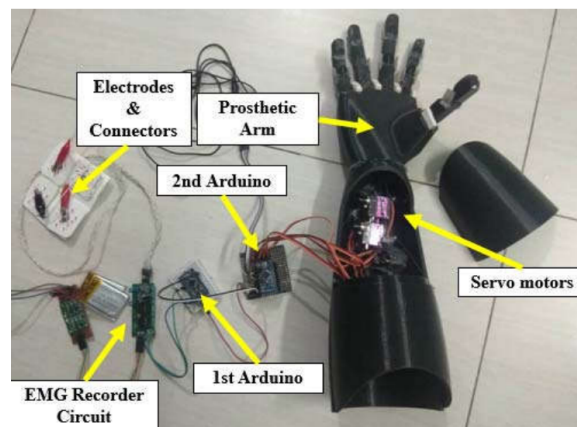


Figura 27: Mano protésica con servomotores [26].

A. Primer prototipo de los dedos

El diseño mecánico de la prótesis comienza con crear un mecanismo para los dedos. Al tener un mecanismo funcional para los dedos, se pueden modificar las dimensiones del diseño con mayor facilidad para cumplir con las proporciones comunes de cada dedo. el pulgar es el único dedo que requiere un diseño distinto a los demás dedos. Se establece que los dedos funcionarán con palancas, las cuales convertirán el movimiento de traslación de los servomotores en uno de rotación para los ejes de los dedos.

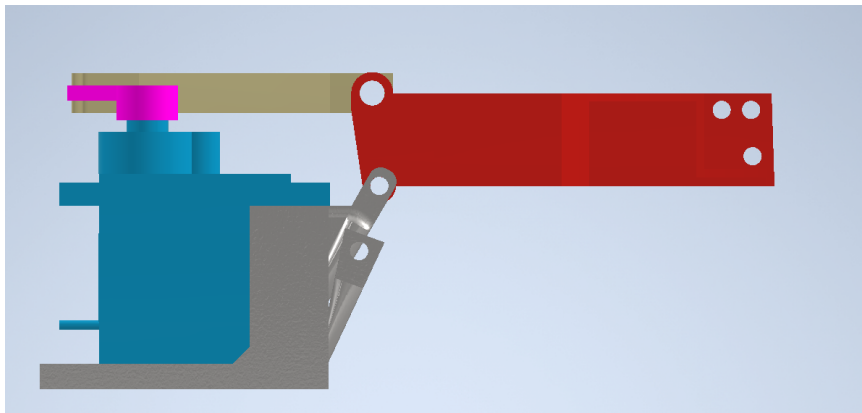


Figura 28: Primer palanca del dedo.

En la Figura 28 se muestra el servomotor con una palanca que empuja la parte superior de la primer parte del dedo, lo que simula a la falange proximal. El dedo está agarrado a la

base que sostiene al servomotor y a la palanca del servomotor por medio de ejes. El dedo girará respecto al eje inferior. La palanca empujando al dedo crea un movimiento circular, por lo que es importante que el eje tenga juego vertical para que la palanca del servomotor se mantenga horizontal.

Luego se procedió a diseñar la falange media. Se busca en el diseño que al girar la falange proximal con el servomotor, gire también la falange media respecto a ella y que la falange distal gire respecto a la media. De esta manera el dedo haría un movimiento envolvente.

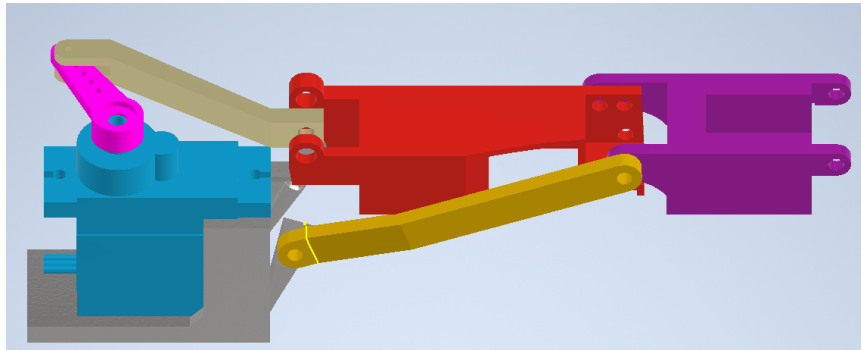


Figura 29: Falange media del dedo (morado).

Como se puede ver en la Figura 29 se agregó una palanca (color dorado) con el objetivo de que al girar hacia abajo el metacarpo, la palanca, al ser más larga, se oponga a este movimiento. Esto causaría que la parte de la falange próxima que está agarrada a la palanca permanezca en la posición donde la palanca no le permita bajar más y por ende, haga rotar en sentido horario como en la figura a esa pieza respecto al metacarpo (rojo).

Por último, la falange distal estará conectada a la falange media por medio de un eje que le permita girar y a una palanca conectada a la falange proximal.

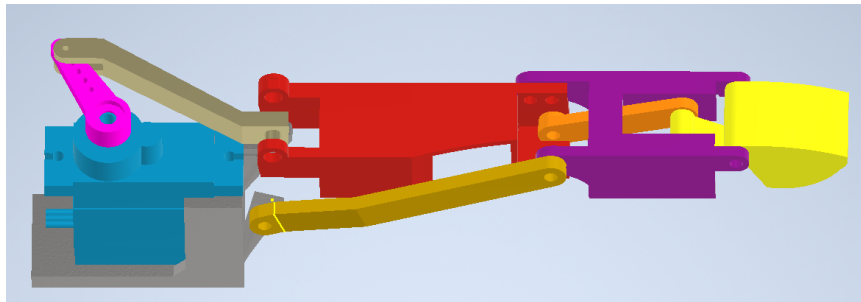


Figura 30: Adición de falange distal al modelo.

En la Figura 30 se puede observar en colores amarillo y naranja la falange distal y la palanca que la une con la proximal, respectivamente. Con este diseño inicial se espera obtener el movimiento envolvente de un dedo.

Para verificar el funcionamiento correcto del diseño se procedió a imprimirlo y probar el movimiento. En las figuras 31 y 32 se muestra el prototipo impreso. Al ver y probar el diseño físicamente se pudieron encontrar varios errores. Los hoyos donde van los ejes de rotación tenían poco material alrededor, lo que los hace muy frágiles. Además, los hoyos

son pequeños en diámetro y podría ser difícil encontrar tornillos que entren en esos hoyos. Para hacer las pruebas, los ejes fueron filamento de impresora 3D de 1.75mm. Otro error que se encontró es que la palanca que conecta la falange próxima a la base del servo estaba mal posicionada. Los ejes de rotación estaban colocados al revés. Al bajar el servomotor el metacarpo, la falange próxima giró en el sentido contrario al esperado.



Figura 31: Imagen de prototipo de dedo impreso.



Figura 32: Imagen de prototipo de dedo impreso.

De este primer prototipo se plantearon las siguientes modificaciones:

- Reforzar en su totalidad el modelo aumentando grosores y modificando dimensiones.
- Agregar 1 punto de anclaje a las piezas, de manera que haya simetría y distribuir mejor las fuerzas.
- Incluir más material a los alrededores de los agujeros
- Agrandar los agujeros para usar tornillos M3 como ejes.

B. Segundo prototipo

Tomando en cuenta las observaciones realizadas en el primer prototipo, se creó el segundo prototipo. Esta versión de los dedos es más refinada, rígida y corrige los errores presentados en la primera iteración. En la Figura 33 se puede ver la segunda iteración de diseño para los dedos de la mano. Este diseño mueve los dedos como esperando, sin embargo, todavía se puede mejorar al estar limitados los ángulos de movimiento. Además, se puede mejorar también estéticamente, por ejemplo, en el tamaño de los dedos, pues una mano real no tiene los dedos del mismo tamaño. Tomando en cuenta estas consideraciones se procedió a realizar la segunda versión del mecanismo de los dedos

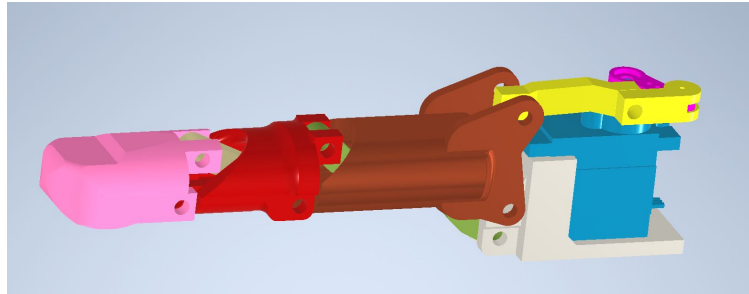


Figura 33: Imagen del segundo prototipo de dedo.

Tras tener un modelo funcional para los dedos se diseñó el modelo completo de la mano prostética. En la palma se situarán los componentes electrónicos. En la Figura 34 y 35 se puede apreciar el modelo de la mano finalizada.

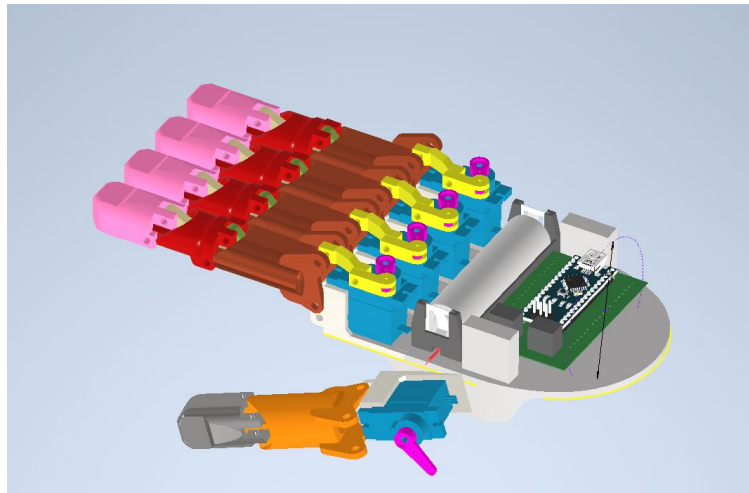


Figura 34: Mano completa.

En la Figura 36 se pueden ver el primer y segundo prototipo. Como se puede ver en la figura, los agujeros del segundo prototipo están diseñados para tornillos M3, lo que hace los ejes más rígidos respecto al prototipo pasado. En general, es un diseño bastante más robusto, con mayor movilidad y estéticamente más parecido a un dedo real. Las palancas se trasladaron al centro y quedan en su mayor parte escondidas.

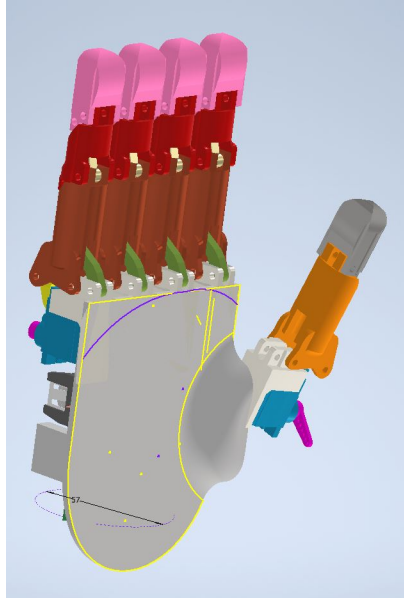


Figura 35: Mano completa.

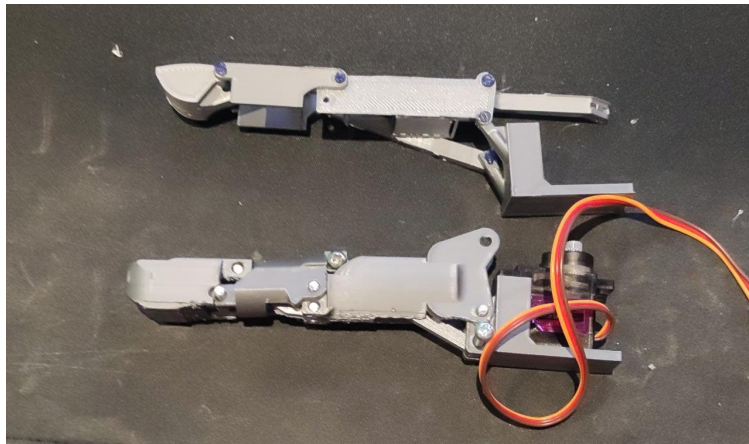


Figura 36: Primer prototipo arriba y segundo prototipo abajo.

El diseño electrónico fue una parte vital para el funcionamiento de la prótesis. Uno de los retos encontrados fue la selección de los componentes, pues existían restricciones de las dimensiones que podían tener. Tras seleccionar los componentes, se realizó el esquemático del circuito con base en los requerimientos del mismo. Con base en el esquemático se diseñó el circuito impreso y tomando en cuenta las restricciones de dimensiones generales, las restricciones de manufactura por la máquina en la que se fabricará y el ancho mínimo de las trazas del circuito, se diseñó el circuito impreso. Al haber sido un circuito impreso relativamente sencillo y fácil de fabricar, se procedió a fabricarlo para hacer las pruebas con él.

A. Componentes seleccionados

1. Servomotores

Una de las limitantes más grandes al seleccionar los servomotores fue el tamaño. Los servos fueron los primeros componentes en ser seleccionados, pues sus dimensiones son vitales para el diseño del mecanismo de los dedos. El segundo factor más importante que se tomó en cuenta fue el precio, ya que uno de los objetivos de la prótesis es ser una opción económica. Estos factores nos limitarán la fuerza que puedan tener los servomotores, ya que, por lo general, entre más fuertes son, tienen dimensiones relativamente mayores y su precio es más elevado. Un tercer factor determinante para selección fue la disponibilidad de los servos. Se quiso evitar entre lo posible traer componentes de otros países, pues esto implica un tiempo prolongado de espera para recibir los componentes y se debe tomar en cuenta el precio del envío entre los costos del proyecto.

Los dos principales candidatos fueron los modelos SG90, siendo este la opción económica y el MG90s la opción más robusta. Estas opciones son bastante similares en tamaño. El MG90s puede brindar levemente más torque y es aproximadamente 3 gramos más pesado y puede brindar aproximadamente un 40 % más torque que el SG90. Una de sus diferencias más significativas es que el MG90s posee engranes metálicos en lugar de plásticos como el SG90. Un factor a favor del servo económico es que cuesta un 60 % del costo de su contraparte.

Por falta de documentación formal para estos servomotores se acudió también a críticas en fórums para ambas opciones. Por lo general, se recomienda el MG90s y se menciona que vale la pena pagar un poco más por este servomotor, pues los engranes del SG90 tienden a gastarse o romperse rápido. Un desgaste de los engranes en cortos períodos de tiempo implicaría que los servomotores de la prótesis se deban cambiar constantemente y aunque los SG90 no sean caros y se puedan cambiar, vuelve la prótesis menos práctica y costosa a largo plazo.

Tomando en cuenta lo mencionado anteriormente, se decidió utilizar los servomotores MG90s (ver Figura 74 en anexos). Los datos encontrados para este servo se pueden encontrar en los anexos, en las figuras 76 y 75.

2. Baterías

Por experiencia previa con distintos tipos de baterías y disponibilidad se escogen las baterías del formato 18650. Estas baterías cuentan con capacidades entre 2000 mAh a 3500 mAh. Lo más atractivo de estas baterías es su alta corriente de descarga, pues algunas pueden llegar a dar hasta 35 A de corriente. Trabajan en voltajes entre 3.7 y 4.2 V. su forma es cilíndrica y sus dimensiones, como dice en el nombre, son de 18 mm de diámetro por 65 mm de largo. Son levemente más grandes que una batería AA pero sus características son muy superiores. Además, la mayoría de estas baterías son recargables. Los fabricantes principales son Samsung, Panasonic, Sanyo y LG [27]. Sin embargo, en proyectos anteriores se ha trabajado con la marca Efest, las cuales tienen un precio más accesibles sin comprometer calidad. En la Figura 37 se puede ver un ejemplo de una batería 18650 de la compañía Efest Power.



Figura 37: Batería de Efest Power [28].

3. Sensor EMG

Existen pocas opciones para sensores comerciales para este tipo de proyectos. La mayoría de dispositivos EMG están destinados a uso médico, por lo cual tienen un precio elevado, sin embargo, la empresa Advancer Technologies desarrolló un producto llamado *Myoware* que está pensando para proyectos de este tipo. El costo es de aproximadamente 38 dólares. En la Figura 38 se puede ver el módulo *Myoware*.



Figura 38: Myoware de Advancer Technologies [29].

Este dispositivo es directamente compatible con casi cualquier microcontrolador. El módulo toma la señal EMG “cruda” y la filtra, rectifica y amplifica. En la salida tenemos un voltaje de 0 V a 5 V, que es fácilmente legible en cualquier microcontrolador y la ganancia es

ajustable por medio de un potenciómetro. El montaje del dispositivo es directamente sobre la piel, pues los electrodos de grado médico se acoplan directamente en la placa del *Myoware*. El fabricante diseñó este módulo para su uso con controladores *Arduino* principalmente. Advancer Technologies ofrece una serie de accesorios para el dispositivo, como el módulo de batería, una pantalla con LEDs para mostrar la intensidad de la señal y un módulo para colocar los electrodos lejos del módulo con unos cables extensores que se conectan por medio de un enchufe de 3.5mm, como los usados generalmente en aplicaciones de audio. Cabe mencionar que se necesita un módulo por cada músculo al que se le quieran medir las señales EMG.

4. Controlador

Por su facilidad de uso, costo, tamaño y compatibilidad con el sensor EMG se decidió utilizar un Arduino Nano. Este cuenta con características similares al Arduino Uno, pero en un formato más pequeño. Esta placa de desarrollo cuenta con un microcontrolador ATmega328, su voltaje de operación es de 5 V y cuenta con 22 pines digitales, de los cuales 6 permiten el uso de señales PWM, aunque con el uso de librerías se pueden controlar hasta 12 servomotores. La Figura 39 muestra un Arduino Nano. En los anexos se pueden ver los datos completos del Arduino.

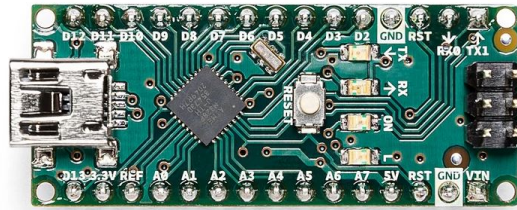


Figura 39: Arduino nano [30].

B. Requerimientos del diseño electrónico

- Elevar el voltaje que la batería 18650 puede suplir, ya que esta tiene un voltaje de 4.2 v cuando está totalmente cargada, lo cual no es suficiente para alimentar al Arduino o a los servomotores.
- El diseño de la PCB debe ser lo más compacto posible.
- El circuito impreso debe facilitar la conexión de los servomotores y los sensores EMG.
- Los carriles del circuito impreso no deben ser menores a 35 milésimas de pulgada de ancho, por la máquina en la que se fabricará.
- Se deben tomar en cuenta posibles mejoras en el futuro, como conectar más servomotores o sensores.

Ya que el *Myoware* es directamente compatible con el Arduino, se conecta directamente a una entrada analógica para la lectura del voltaje. Tanto el Arduino como los servomotores se alimentarán de la misma entrada del elevador de voltaje, aunque se dejó otra posible entrada en caso se requiera trabajar con voltajes distintos. En general, la PCB será un *shield* para el Arduino que facilitará la conexión de los servos y los sensores EMG.

C. Esquemático

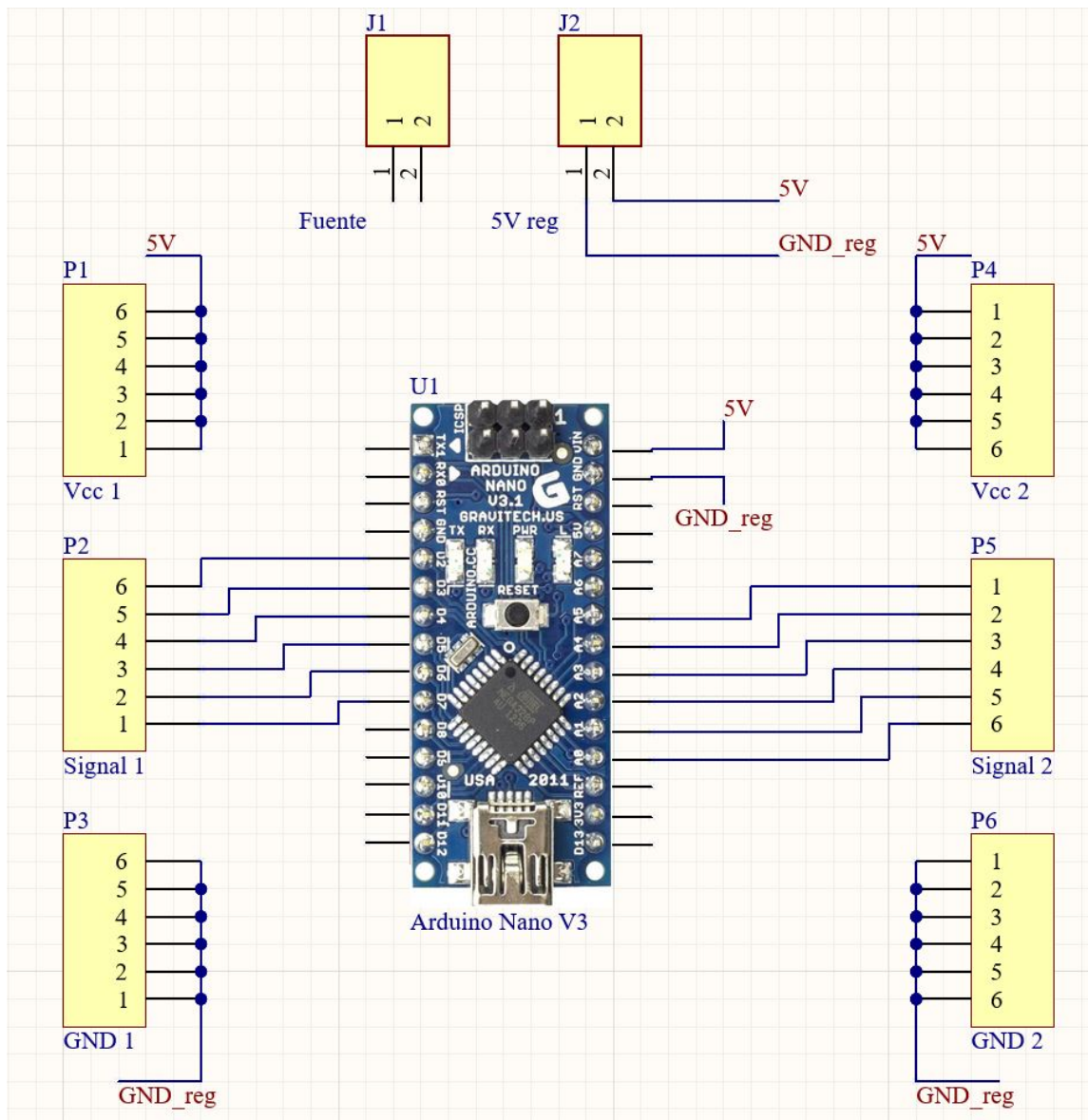


Figura 40: Esquemático.

En el esquemático se muestra únicamente lo que irá montado en el circuito impreso. Tanto la batería y el módulo elevador de voltaje que se muestra en la Figura 41, irán montados en otras partes de la palma. La conexión entre ellos es sencilla, la batería se conecta directamente a las entradas del elevador y las salidas del elevador a la bornera J2 ilustrada en el esquemático.



Figura 41: Elevador de voltaje XL6009 [31].

D. PCB

El diseño de la PCB se hizo lo más compacto posible, de manera que ocupe la menor cantidad de espacio en la Palma de la mano protésica. Además, de esta manera se pudo reducir levemente el peso total de la prótesis. Para el diseño del circuito impreso se tomaron en cuenta las corrientes máximas que recorrerán las trazas del circuito, así como el espesor de cobre que tendrá la placa para determinar el ancho mínimo de las trazas. Para el espacio mínimo entre trazas, se consideraron los voltajes máximos que podían haber entre ellas, las tolerancias de la CNC en la que se fabricó y las dimensiones de las herramientas disponibles. El diseño en dos dimensiones de la PCB se muestra en la Figura 42

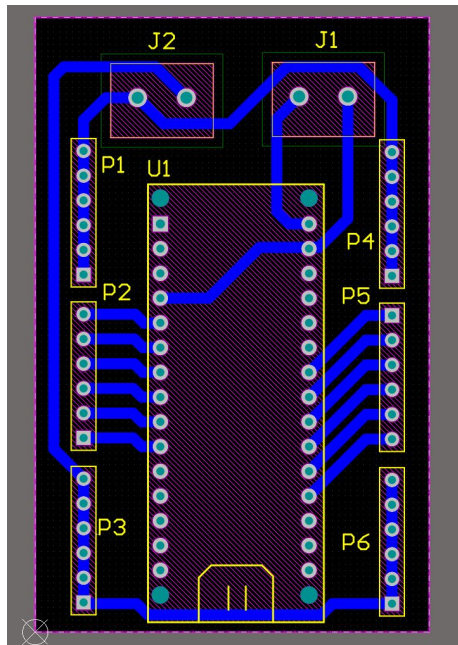


Figura 42: Vista 2D del circuito impreso en Altium Designer.

La vista desde arriba de la PCB en 3 dimensiones se muestra en la Figura 43.

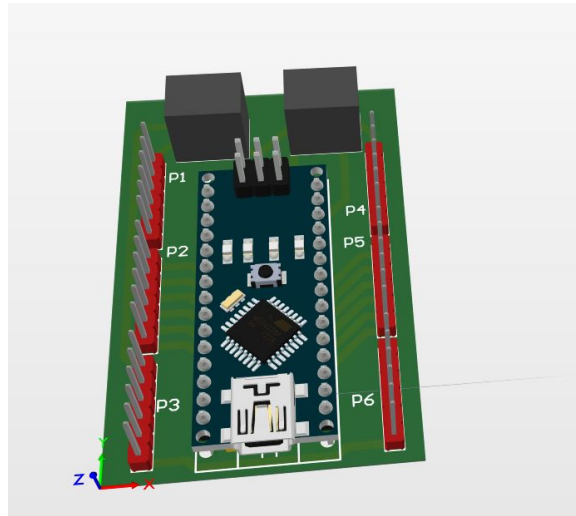


Figura 43: Vista 3D desde arriba del circuito impreso en Altium Designer.

La vista desde abajo de la PCB en 3 dimensiones se muestra en la Figura 44.

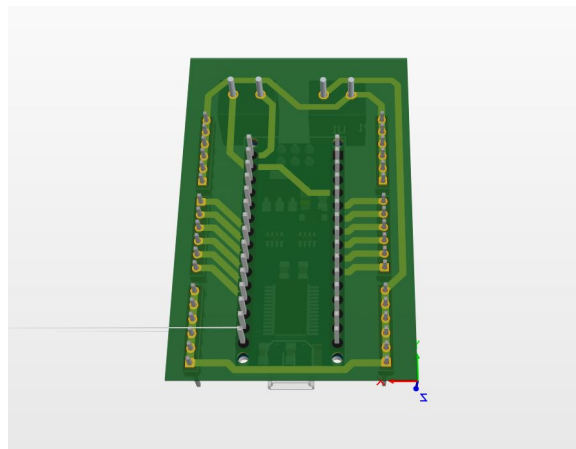


Figura 44: Vista 3D desde abajo del circuito impreso en Altium Designer.

Para fabricar el circuito impreso se utilizó la cnc que se muestra en la Figura 45.

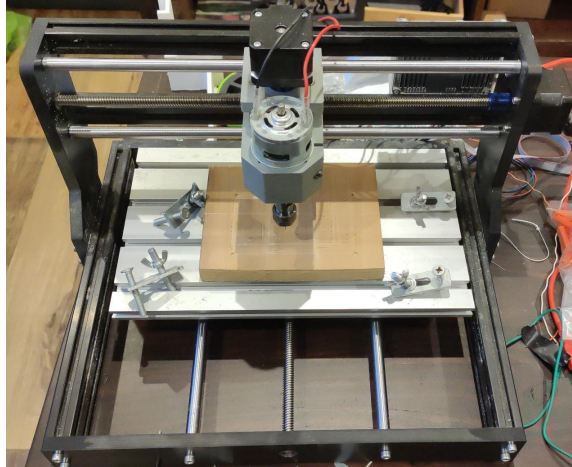


Figura 45: CNC utilizada para fabricar la PCB.

La PCB resultante se muestra en las Figuras 46 y 47.

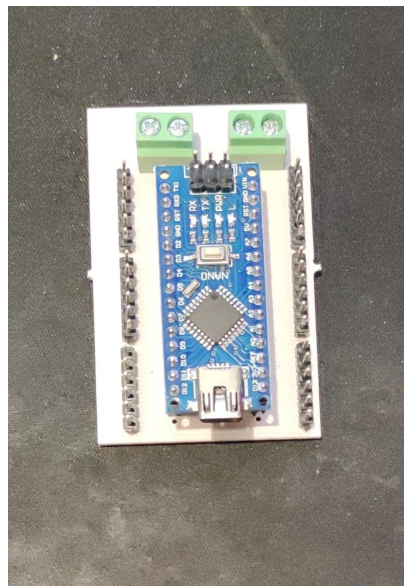


Figura 46: PCB, vista de arriba.

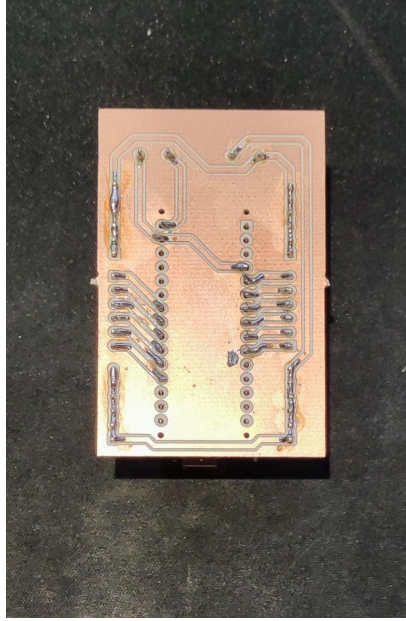


Figura 47: PCB, vista de abajo.

A. Movimiento de los dedos

En el diseño mecánico, el dedo se dividió en tres partes: La base que representa a un nudillo, la falange proximal, falange media y distal. Se logró que con un solo servomotor las piezas rotaran respecto a las otras por medio de palancas. En la Figura 48 se muestra el dedo extendido. Al activarse el servomotor, se empujará la palanca que se conecta con la falange proximal, haciéndolo rotar y causando la flexión del dedo.

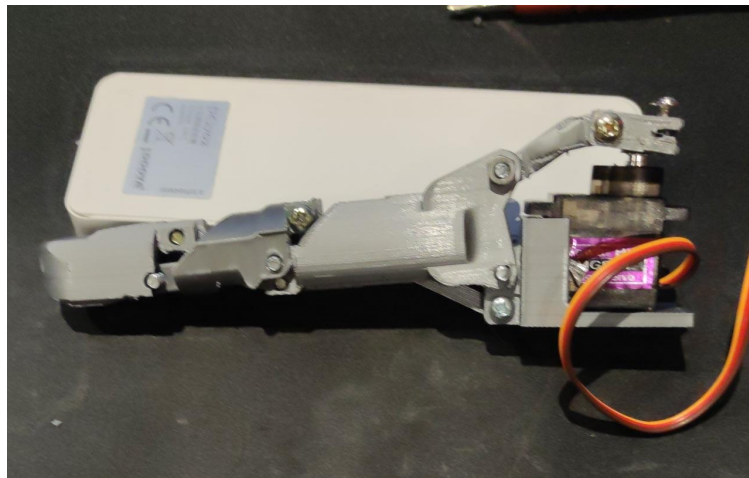


Figura 48: Dedo extendido en posición inicial.

En la Figura 49 se puede ver la posición final del dedo. Como se puede ver, la falange media rota respecto a la proximal y la falange distal rota levemente respecto a la falange media. Al combinar este movimiento logrado con el pulgar, se podrá realizar, por ejemplo, un agarre cilíndrico que permitirá al usuario agarrar objetos como botellas de agua.

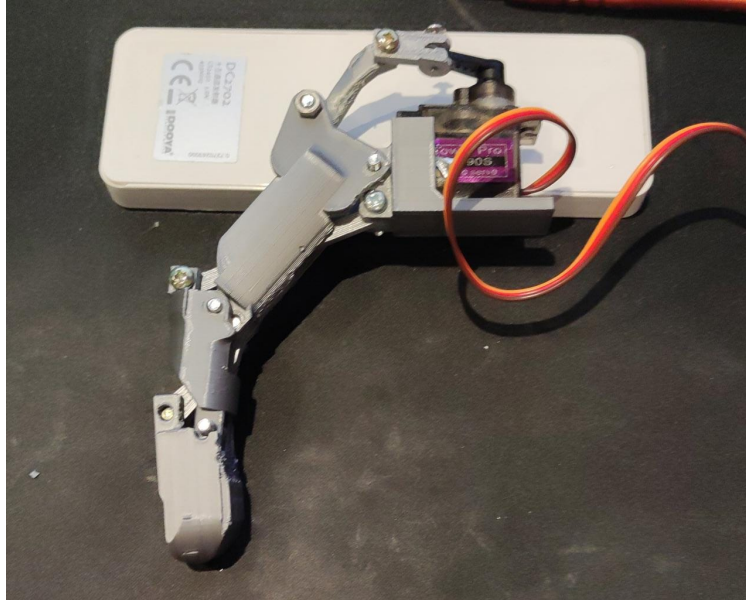


Figura 49: Dedo retraído en posición final.

Para comparar los movimientos obtenidos se colocó el dedo prostético junto a una mano real haciendo los movimientos similares a los que el dedo prostético puede hacer. En la Figura 50 se puede ver la comparación de los dedos extendidos. La comparación de los dedos en su límite de flexión se ilustra en la Figura 51. Como se puede ver, el movimiento que el dedo prostético logra es visualmente similar al que realiza la mano y simula de manera satisfactoria el movimiento de un dedo real. Sin embargo, la flexión del dedo prostético está limitada y no se puede flexionar tanto como lo haría una mano empuñándose, por ejemplo. Aumentar el límite de flexión del dedo, como lo hace la mano real en la Figura 52, podría brindar ciertas ventajas al permitir más movimientos, como el agarre de “gancho” o un agarre “cilíndrico” más cerrado que permita sujetar objetos de menor tamaño.

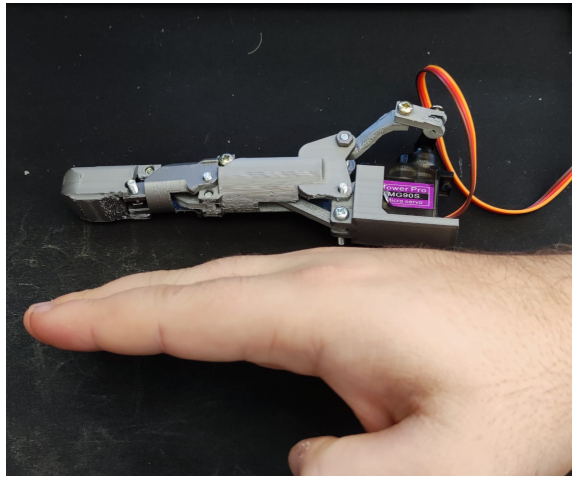


Figura 50: Comparación de extensión de los dedos.

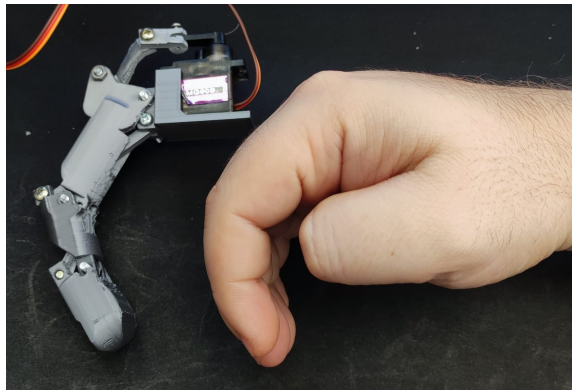


Figura 51: Comparación de flexión de los dedos.

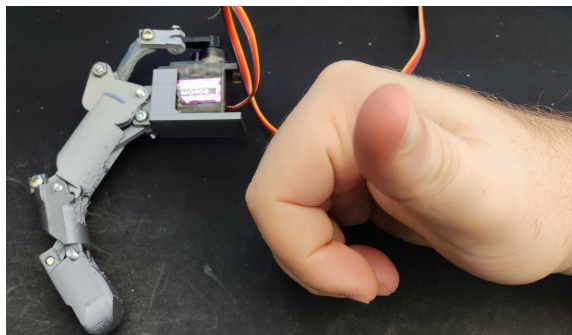


Figura 52: Posible movimiento deseado.

B. Agarres de la mano

Tras imprimir el mecanismo de la mano completa, se intentó colocar los dedos según lo permitiera el diseño para verificar si el diseño es capaz de realizar algunos movimientos simples.

1. Agarre cilíndrico

en las figuras 53 y 54 se muestra la mano realizando un agarre cilíndrico para sujetar una botella de plástico vacía.

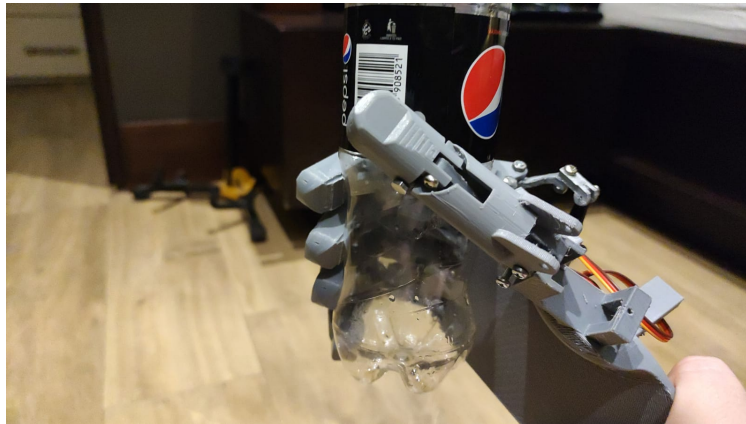


Figura 53: Posición de agarre cilíndrico.

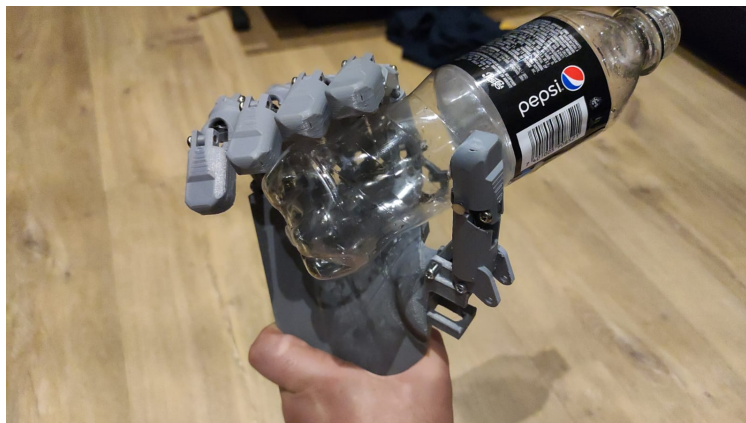


Figura 54: Posición de agarre cilíndrico.

2. Agarre de pinza

En la Figura 55 se muestra al prototipo en posición de un agarre de pinza. Como se puede ver, este agarre no es tan preciso y parece más una combinación entre el agarre palmar y el agarre de pinza. Para poder realizar con precisión ambos, sería necesario que el pulgar del prototipo tuviese la función de abducción y aducción.

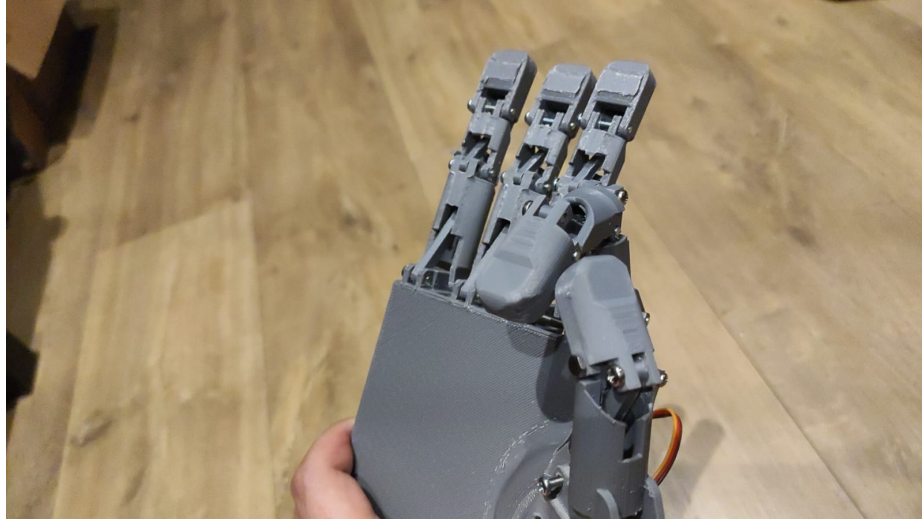


Figura 55: Posición de agarre de pinza.

3. Agarre de gancho

Como se puede ver en la Figura 56, el prototipo es capaz de colocarse en una posición de agarre de gancho. Entre los agarres mencionados, este es el agarre que mejor puede replicar la mano.

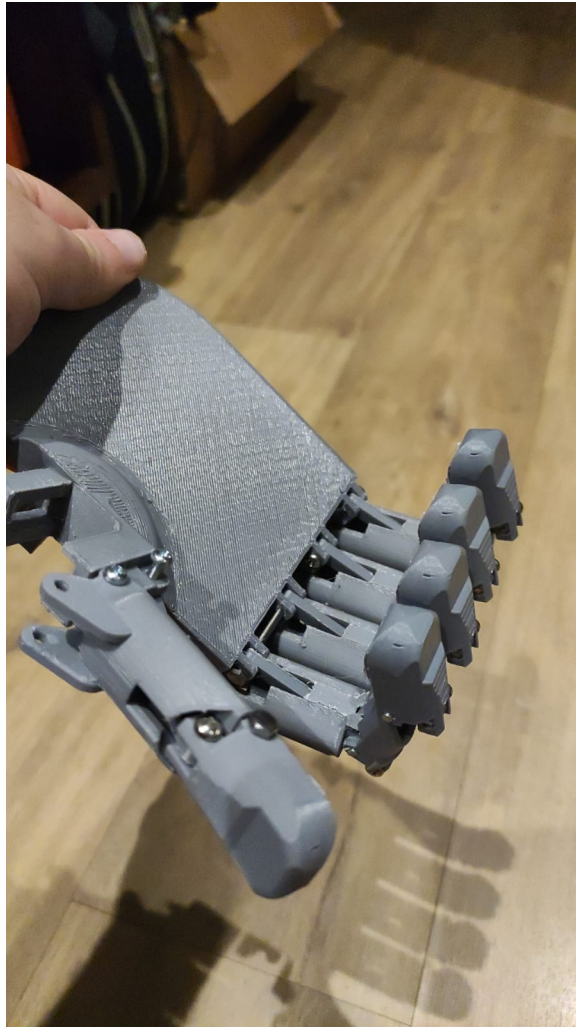


Figura 56: Posición en agarre de gancho.

C. Activación a partir de señales EMG

El primer paso para integrar las señales EMG al proyecto fue realizar pruebas únicamente con el sensor para verificar el correcto muestreo de las señales. Para esta prueba, se colocaron los electrodos del *Myoware* en la región del antebrazo donde se encuentran los músculos flexores, como el flexor radial del carpo, palmar largo y flexor urinal del carpo. En la Figura 57 se ilustra la manera en la que se colocan los electrodos.

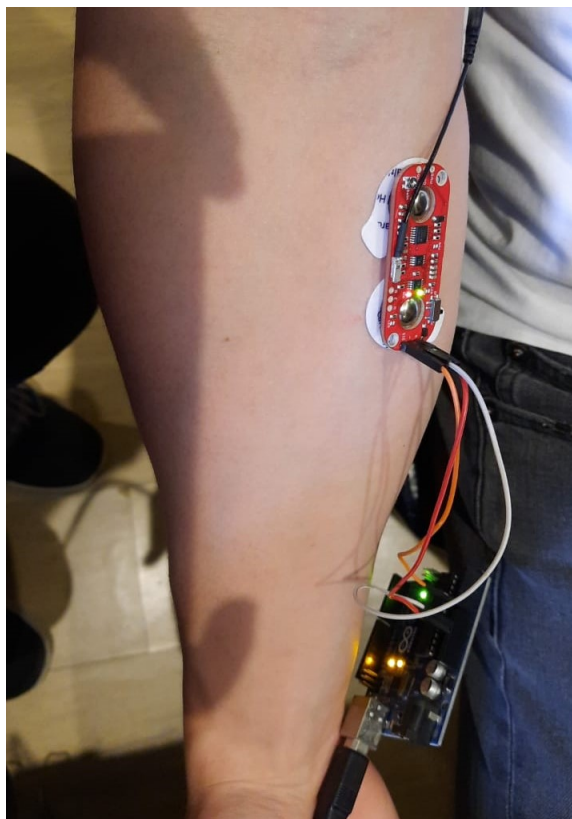


Figura 57: Posicionamiento de electrodos.

En la Figura 58 se muestra la señal obtenida al flexionar la mano completa, tanto dedos como mano. Se escogieron estos músculos porque son de los más grandes presentes en el antebrazo. Esto facilitó las pruebas iniciales en donde se ajustó la ganancia del sensor por medio de un potenciómetro que tiene incluido. Los voltajes oscilaron entre 1 a 5 voltios. Los picos que se ven la señal representan un movimiento de flexión.

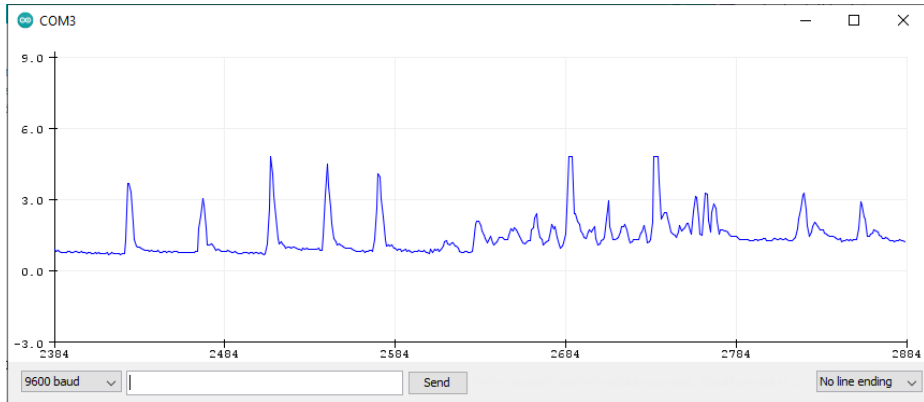


Figura 58: Señal obtenida en flexión de dedos.

1. Obtención de señal del extensor de los dedos

Tras haber ajustado la ganancia del *Myoware* y comprobando su funcionamiento, se hicieron pruebas en uno de los músculos de interés, el extensor de los dedos. Los movimientos de los dedos se llaman extensión, flexión, abducción y aducción. Los movimientos de interés son los de flexión y extensión, pues el mecanismo propuesto no tiene la capacidad de realizar una abducción o aducción. Estos movimientos se ilustran en la Figura 59. La posición en donde se colocaron los electrodos para medir las señales de este músculo se muestran en la Figura 60.

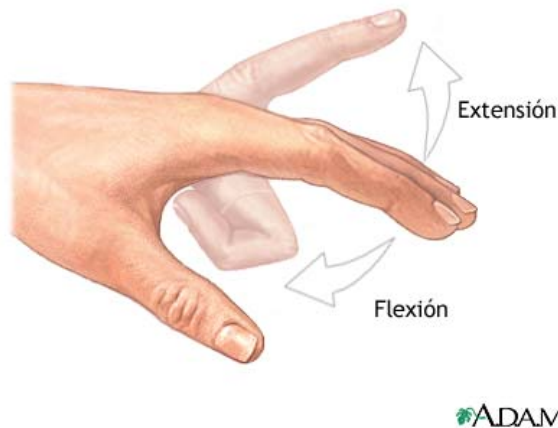


Figura 59: Ilustración de los movimientos flexión y extensión de los dedos [32].



Figura 60: Posición de los electrodos para músculo extensor de los dedos.

La primera prueba que se realizó fue verificar si se detecta un mayor voltaje al hacer una extensión de los dedos. Para esto, se mantuvieron los dedos extendidos por aproximadamente 1 segundo, haciendo fuerza y luego se relajaron, se esperaron 2 segundos y se repetía el movimiento. La señal obtenida se muestra en la Figura 61. en la figura se pueden ver claramente los instantes en donde los dedos se mantuvieron en extensión. Se puede apreciar que existe que el voltaje no aumenta instantáneamente y un tiempo se subida es visible. La señal hace una forma parecida a un trapecoide durante el movimiento.

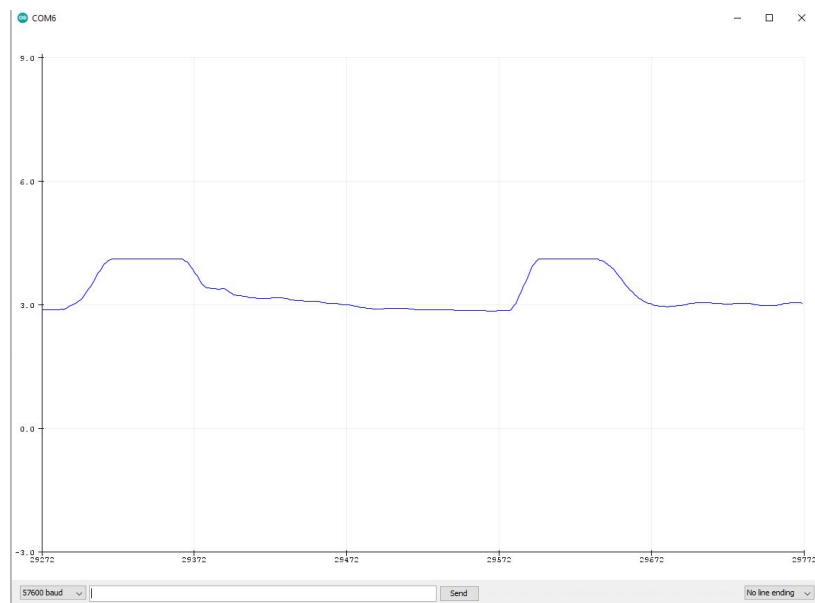


Figura 61: Señal obtenida para un movimiento de flexión.

en una segunda prueba de flexión se hizo el mismo movimiento, pero más rápido y sin esperas. Se alternó rápidamente entre flexión y extensión. Para esta prueba se espera una señal parecida a una sinusoidal, ya que como se vio anteriormente, existe un tiempo pronunciado de subida y bajada. El resultado de esta prueba se muestra en la Figura 62

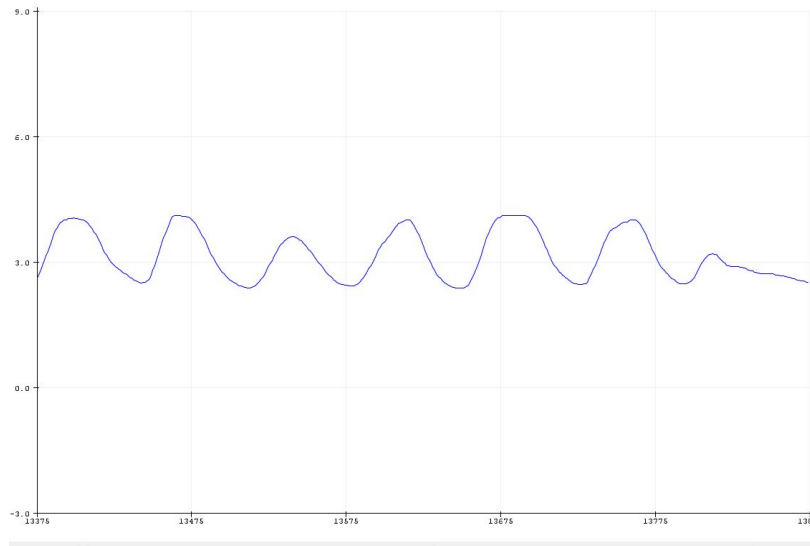


Figura 62: Señal obtenida para un movimiento de extensión rápida.

Por último, se verificó que en la posición actual de los electrodos el movimiento de flexión no fuera detectado. En la Figura 63 se observa que la señal no tiene variaciones como en los experimentos pasados, lo que indica que no hay interferencia entre las señales de extensión y flexión.



Figura 63: Señal obtenida con los electrodos en el extensor, realizando movimientos de flexión.

2. Obtención de señal del flexor de los dedos

Para medir las señales de este músculo se siguió la misma metodología que para el extensor. La posición de los electrodos para la medición de las señales de este músculo se muestra en la Figura 64. Los resultados de la primer prueba, en donde se hace un movimiento de flexión pausado, se muestra en la Figura 65. La de la segunda prueba, en donde se hacen movimientos rápidos, se muestra en la Figura 66.



Figura 64: Posición de los electrodos para músculo flexor de los dedos.

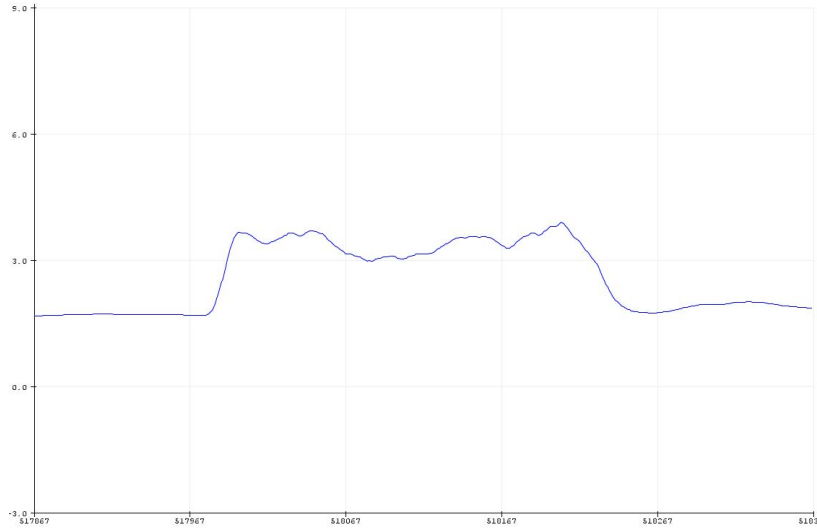


Figura 65: Señal obtenida para un movimiento de flexión.

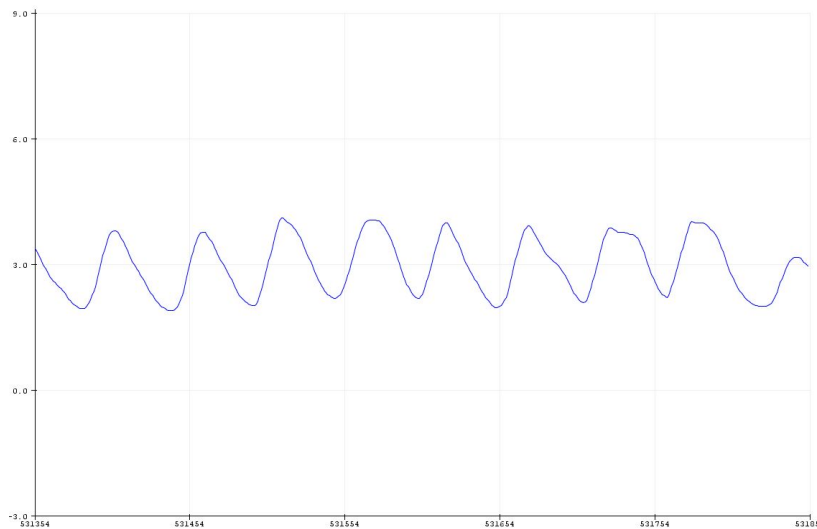


Figura 66: Señal obtenida para un movimiento de flexión rápido.

Para la última prueba, se asumió que si no se encontró interferencia cuando los electrodos estaban en el músculo extensor y se realizaban flexiones, tampoco lo habría cuando los electrodos estuvieran en el flexor. Para corroborarlo, se realizó de igual manera la prueba y se verificó que tampoco había interferencia, pues la señal se miraba igual que la de la Figura 63.

3. Obtención de señal del extensor del pulgar

El posicionamiento de los electrodos se muestra en la Figura 67. Siguiendo el mismo procedimiento que para los otros músculos, los resultados de la primer prueba se muestran en la Figura 68, los de la segunda en la Figura 69

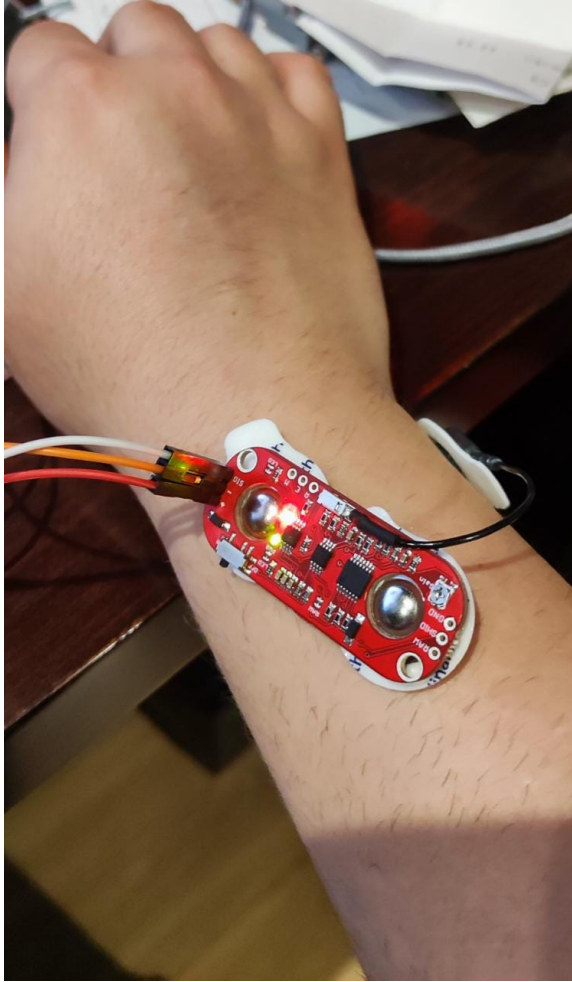


Figura 67: Posición de los electrodos para extensor del pulgar.

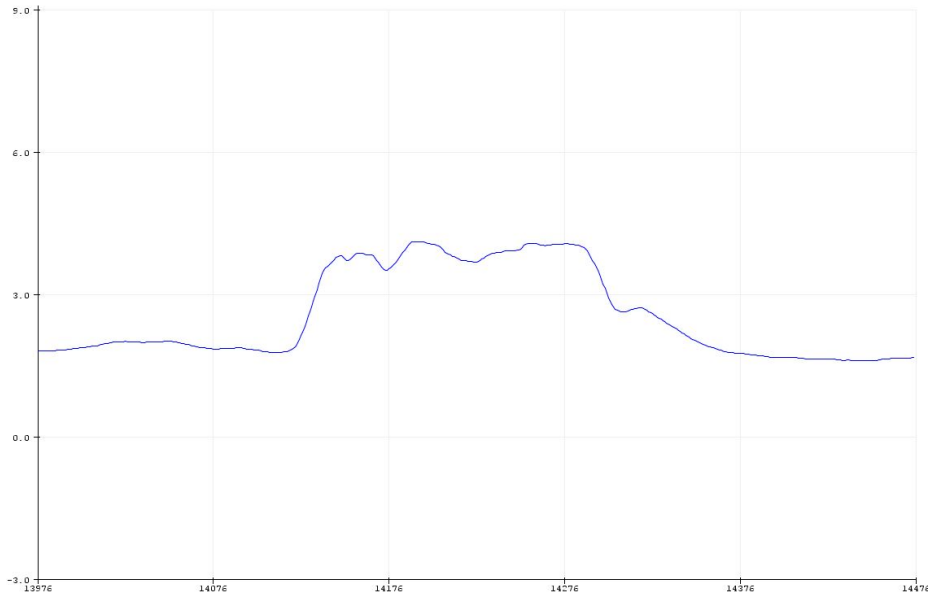


Figura 68: Señal obtenida para un movimiento de flexión del pulgar.

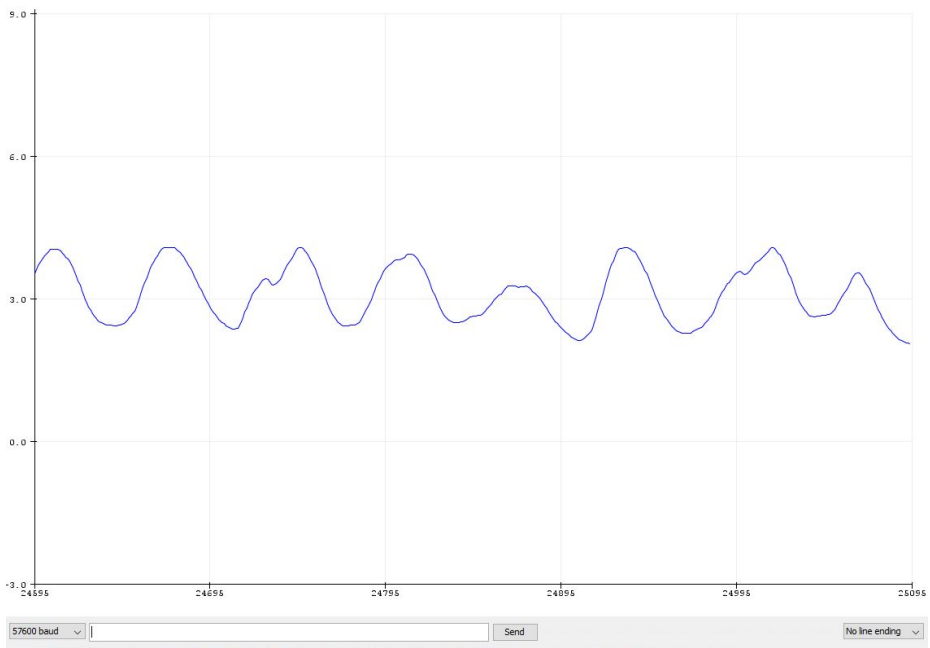


Figura 69: Señal obtenida para un movimiento de flexión rápida del pulgar.

Para la última prueba se dejó al pulgar relajado mientras se realizaban movimientos de extensión y flexión en los otros dedos. La señal resultante se muestra en la Figura 70. Se comprueba que es posible extender el pulgar independientemente de los otros dedos.

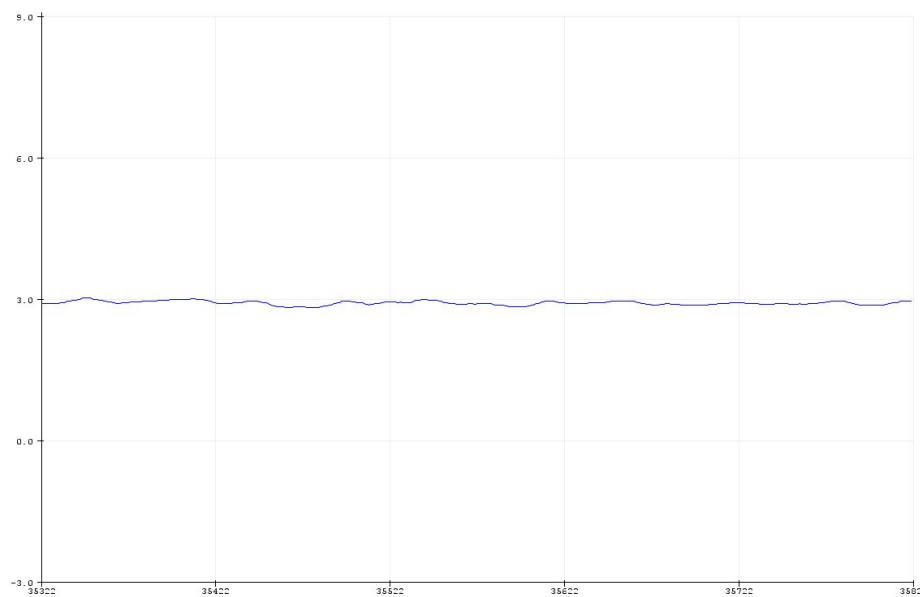


Figura 70: Señal obtenida extendiendo y flexionando todos los dedos menos el pulgar, con los electrodos colocados en el extensor del pulgar.

D. Programación

En la programación se realiza la interpretación de las señales obtenidas y se decide qué hacer con ellas. El código está escrito en el lenguaje de Arduino, lo que facilita la replicabilidad del proyecto, pues es una plataforma relativamente fácil de usar y actualmente popular en el mercado. Es una herramienta usada tanto por profesionales como entusiastas.

1. Resumen del código

El código que hace funcionar la mano realiza las siguientes operaciones:

1. Importa librerías que se utilizarán, declara e inicializa las variables.
2. Lee los voltajes reportados por los *Myoware*, empleando el ADC integrado, con una frecuencia de muestreo de aproximadamente 1kHz.
3. Copia los voltajes en la última posición de un buffer circular correspondiente a cada sensor. En caso de rebalse, se elimina el dato de la primer posición.
4. Se calculan los promedios de los voltajes utilizando los valores almacenados en los buffers circulares.
5. Con base en los promedios, se interpreta la señal empleando 2 valores de umbrales por sensor. Para cada sensor, los umbrales funcionan de la siguiente manera: si el promedio es mayor que el umbral superior, se decide que el usuario quiere, por ejemplo para el caso del sensor del extensor del pulgar, extender el pulgar. Si el promedio baja

levemente por debajo del umbral superior, no se decide aún que ya no se quiere seguir extendiendo el pulgar, se hace hasta que el promedio sea menor que el umbral inferior.

6. Tras interpretar la señal, se envía a los servomotores empleando señales PWM los valores correspondientes para los comportamientos deseados identificados.

El pseudocódigo en forma de diagrama de flujo se puede ver en la Figura 71. El código completo está disponible en el repositorio de Github.

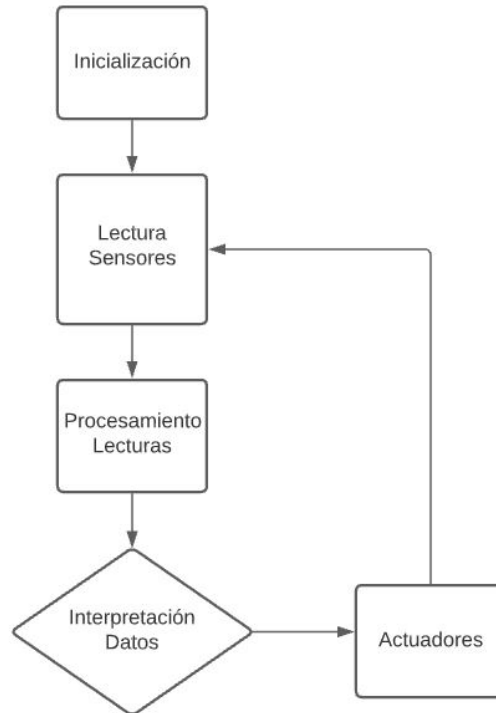


Figura 71: Pseudocódigo.

E. Estimación de costo de la prótesis

Para calcular la estimación de costos de la prótesis se calcularon primero los costos de impresión 3D en el Cuadro 1. Para calcular el costo del material se asume que 1000 gramos (un rollo) de material cuesta Q 350.00, por lo tanto un gramo de material cuesta 35 centavos. Para calcular el consumo eléctrico se asume un costo por kilovatio hora de Q 1.32 y que la impresora Creality Ender 5 necesita una potencia de 300 Vatios. Con estos datos se calculó que el costo de energía por hora de impresión es de 39.60 centavos.

Pieza	Peso (gramos)	tiempo impresión (mins)	Costo material (Q)	Costo energía (Q)	Costo total (Q)
Palanca SD 1	1	7	0.35	0.05	0.40
Palanca SD 2	1	20	0.35	0.13	0.48
Palanca MD	1	7	0.35	0.05	0.40
Palanca BP	1	10	0.35	0.07	0.42
Metacarpo	9	92	3.15	0.61	3.76
Falange Próxima	5	54	1.75	0.36	2.11
Falange media distal	6	50	2.10	0.33	2.43
Palma	101	684	35.35	4.51	39.86
				Costo total	49.85

Cuadro 1: Estimación de costos de impresión 3D.

Los costos de los componentes electrónicos y piezas adicionales se detallan en el Cuadro 2. En este se incluyen también los materiales necesarios para la fabricación del circuito impreso.

Componente	Proveedor	cantidad	Precio (Q)
Arduino Nano	La Electrónica	1	68.00
Batería 18650	Vapor Maniak	1	110.00
Elevador de voltaje XL6009	La Electrónica	1	29.00
Servomotor MG90s	Electrónica DIY	5	250.00
Sujetador batería	La Electrónica	1	11.00
Placa de Cobre 7x10cms	La Electrónica	1	7.00
Bornera 2 pines 250v 8A	La Electrónica	2	3.50
Tira pinhead macho 40 pines	La Electrónica	2	8.00
Tira pinhead hembra 40 pines	La Electrónica	2	8.00
Myoware Muscle Sensor	Amazon	1	365.00
Tornillos M3x20	La Casa del Tornillo	20	27.40
Tornillos M3x10	La Casa del Tornillo	20	14.40
Tuerca hexagonal M3	La Casa del Tornillo	40	22.80
		Costo total	924.10

Cuadro 2: Costos de componentes y piezas.

Los gastos adicionales para la fabricación de la prótesis y envío de los componentes se estiman el Cuadro 3. El envío del sensor EMG está incluido en el costo total del componente en el Cuadro 2, por lo que no se incluye en este cuadro.

Concepto	Gasto estimado (Q)
Envío La Electrónica	10.00
Envío Electrónica DIY	30.00
Desgaste CNC y fresas	15.00
Desgaste impresora 3D	10.00
Costo total	65.00

Cuadro 3: Gastos adicionales.

Los costos se resumen en el Cuadro 4.

Grupo	Costo estimado (Q)
Impresión 3D	49.85
Componentes y piezas adicionales	924.1
Gastos adicionales	65
Costo total	1097.95

Cuadro 4: Gasto total.

F. Estimación de duración de la batería

Para realizar una estimación de la duración de la batería 18650 seleccionada, se realizó un resumen del consumo teórico de los componentes utilizados. Los servomotores tienen un consumo variable que depende de la carga que se les exija. Los consumos se clasificaron de la siguiente manera:

- **Reposo:** es la corriente que consumen los servomotores cuando no se están moviendo pero están encendidos.
- **Operación sin carga:** es cuando los servomotores se están moviendo pero no hay fuerzas de reacción con objetos externos.
- **Operación con carga:** es cuando los servomotores se están moviendo y hay una fuerza de reacción, por ejemplo, al sujetar un objeto.

1. Consumo de servomotores MG90s

Para aproximar el consumo de los servomotores se estimaron porcentajes a los que los servomotores estarán trabajando bajo los distintos consumos. Para calcular el promedio de consumo se utilizó un promedio ponderado. Para establecer estos porcentajes se asumieron los siguientes comportamientos:

- De las 24 horas del día el usuario duerme 8, por lo que quedan 16 horas activas.
- De las 16 horas activas, los servomotores estarán 3 horas bajo operación con carga.

- De las 16 horas activas, los servomotores estarán 9 horas bajo operación sin carga.
- De las 16 horas activas, los servomotores estarán 4 horas en reposo.

Los datos de la corriente en amperios para los casos de operación se muestran en la Figura 72.

Some Features of the MG90S:	
•	Input Voltage: 4.8V - 6.0V
•	Operating Current (5.0V): ~2.7mA (idle), ~70mA (no load), ~400mA (Stall)
•	Rotation Angle: 0° - 180° (Resolution: 1°)
•	Max Speed (5.0V): 0.6 deg/ms (full 180 degrees in 300 ms)
•	Largest Dimensions: 12mm x 32.5mm x 32.5mm
•	MG90S Datasheet

Figura 72: Datos técnicos del servomotor MG90s [33].

Tomando en cuenta los comportamientos que se asumieron y los datos de la Figura 72, se calculó el promedio ponderado de la corriente de operación de los servomotores. Los cálculos se muestran en el Cuadro 5.

Operación	Tiempo (hrs)	Porcentaje respecto a horas activas	Consumo (mA)
Reposo	4	25.00 %	2.7
Operación sin carga	9	56.25 %	70
Operación con carga	3	18.75 %	400
Prom. Ponderado			115.05

Cuadro 5: Corriente promedio de servomotores en mA.

2. Consumo de Arduino Nano

Los datos del Arduino Nano se muestran en la Figura 73. Como se puede ver en la figura, el Arduino necesita 19 mA para mantenerse encendido. Además de este valor, se tomarán en cuenta las señales de los pines digitales usados para el movimiento de los servomotores. Aunque en realidad los pines digitales se estén usando para enviar señales a los servomotores y no para alimentar un circuito, se tomará en cuenta una parte de la corriente que pueden brindar estos pines, principalmente por pérdidas y para hacer una estimación conservadora.

MICROCONTROLLER	ATmega328
ARCHITECTURE	AVR
OPERATING VOLTAGE	5 V
FLASH MEMORY	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
CLOCK SPEED	16 MHz
ANALOG IN PINS	8
EEPROM	1 KB
DC CURRENT PER I/O PINS	40 mA (I/O Pins)
INPUT VOLTAGE	7-12V
DIGITAL I/O PINS	22 (6 of which are PWM)
PWM OUTPUT	6
POWER CONSUMPTION	19 mA
PCB SIZE	18 x 45 mm
WEIGHT	7 g
PRODUCT CODE	A000005

Figura 73: Datos técnicos del Arduino Nano [33].

En el Cuadro 6 se muestran los estimados de corriente que usará el Arduino Nano, incluyendo un factor de 0.1 para la corriente de los pines digitales para tomar en cuenta posibles pérdidas.

Concepto	Cantidad	Factor de uso	Corriente unitaria (mA)	Corriente total (mA)
Arduino Nano	1	1	19	19
Pines digitales	5	0.1	40	20
			Total	39

Cuadro 6: Corriente promedio del Arduino.

3. Estimación de tiempo

Las corriente estimada total se calculó en el Cuadro 7.

Componente	Cantidad	Corriente unitaria (mA)	Corriente total (mA)	Corriente total (mA)
Servomotores	5	115.05	575.25	19
Arduino Nano	1	39	39	20
			Total	614.25

Cuadro 7: Corriente total promedio del dispositivo.

Teniendo la corriente promedio del dispositivo y sabiendo que la batería tiene una capacidad de 3000mAh, se calcularon las horas que el dispositivo podrá funcionar con una carga

completa de la batería dividiendo la capacidad entre la corriente. Se agregó un factor de seguridad de 0.8 al cálculo, ya que los valores utilizados para las estimaciones son teóricos y se está usando un regulador de voltaje en el cual hay pérdidas. El resultado se muestra en el Cuadro 8.

Capacidad (mAh)	Consumo	Factor de seguridad	Horas
3000	614.25	0.8	3.907203907

Cuadro 8: Estimación de tiempo de operación.

Se puede esperar una autonomía de alrededor de 4 horas del dispositivo.

- El uso de impresión 3D y la selección adecuada de componentes fue clave para crear una prótesis funcional de bajo costo en comparación con las alternativas que existen en el mercado actualmente. El hecho que todas las piezas de la mano se puedan imprimir en 3D y que se hayan utilizado tornillos con medidas estándar para los ejes hace que el proyecto sea fácilmente replicable.
- El mecanismo de 5 barras creado para los dedos hizo posible la flexión de los mismos, lo que hizo posible que la prótesis experimental realizara movimientos simples, como el agarre cilíndrico y el de gancho, utilizando únicamente un servomotor por dedo, lo que aporta también a reducir el costo total del dispositivo.
- Las baterías de formato 18650 permiten un fácil intercambio de las mismas, lo que hace a la prótesis un dispositivo portátil que no necesita estar conectado a una fuente de poder cuando se desea utilizar. Con una batería se estima una autonomía de aproximadamente 4 horas, lo que implica que será necesario que el usuario lleve consigo baterías adicionales cargadas para intercambiarlas cuando se vayan agotando de manera que pueda utilizar el dispositivo sin tiempos de espera de carga un día entero.
- El uso de señales EMG de superficie permite interpretar movimientos simples que se desean efectuar con el dispositivo. Sin embargo, no se pueden leer las señales de músculos que estén en capas por debajo de la superficial, lo que limita la posibilidad de interpretar movimientos complejos. Al utilizar señales EMG, el uso del dispositivo se vuelve intuitivo para el usuario, pues se controla de la misma manera que una mano real.
- El uso de palancas en los servomotores para accionar los dedos permitió colocarlos de manera compacta dentro del espacio de la palma de la mano, sin embargo, este método ocasionó que las palancas plásticas de los servomotores estén expuestas a fuerzas que las pueden romper o deformar fácilmente, por lo que el dispositivo no podrá usarse en aplicaciones donde se requiera fuerza, como cargar objetos.

Recomendaciones

- Añadir más movimientos por medio de lecturas de más músculos del antebrazo. Al leer varios músculos, se pueden realizar interpretaciones más complejas de las señales e incluir movimientos que sean resultado de combinaciones de las mismas. Esto permitiría realizar más pruebas y hacer mejoras significativas en la parte del *software* del dispositivo.
- Este mismo mecanismo podría ser utilizado para el estudio de señales EEG. El uso de señales EMG de superficie conlleva limitaciones que podrían ser superadas por medio de las señales EEG. El uso combinado de estas señales podría darle más funciones a la prótesis y podría permitir movimientos más complejos.
- Se debe realizar un estudio de biocompatibilidad para que la prótesis sea segura para el uso en humanos. En este proyecto no se tomaron en cuenta los requerimientos que solicitan las agencias que regulan a los dispositivos biomédicos. Un posible estudio que se puede realizar a partir de este proyecto es hacer las modificaciones necesarias para que el dispositivo se pueda certificar y comercializar.
- Se pueden hacer mejoras estéticas. Se podrían integrar materiales que simulen mejor el aspecto de una mano humana, como silicones.

-
- [1] I. Borisov, O. V. Borisova y S. V. Krivosheev, *Prototyping of EMG-Controlled Prosthetic Hand with Sensory System*, IFAC Conference Paper, jul. de 2017.
 - [2] C. Shi, L. Qi, D. Yang, J. Zhao y H. Liu, *A Novel Method of Combining Computer Vision, Eye-Tracking, EMG, and IMU to Control Dexterous Prosthetic Hand*, IEEE Conference Paper, dic. de 2019.
 - [3] M. Seo, D. Yoon, J. Kim e Y. Choi, *EMG-based Prosthetic Hand Control System Inspired by Missing-Hand Movement*, IEEE Conference Paper, oct. de 2018.
 - [4] P. D. Mazariegos, “Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral,” tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2012.
 - [5] M. F. Girón, “Interfaz Biomédica para el Control de Sistemas Robóticos Utilizando Señales EMG,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2020.
 - [6] *La pobreza, reflejo de la exclusión y la inequidad*, <https://www.gt.undp.org/content/guatemala/es/home/ourwork/povertyreduction>, Accessed: 2021-05-4.
 - [7] R. Sidarth, *Design and manufacture of 3D printed myoelectric multi-fingered hand for prosthetic application*, 2016 International Conference on Robotics and Automation for Humanitarian Applications, dic. de 2016.
 - [8] *Neurocirugía Torres*, <https://neurocirugiatorres.com/articulos-y-consejos/electromiografia-emg-electromiograma/>, Accessed: 2021-04-20.
 - [9] The Williams & Wilkins Company, *Muscles Alive - The Functions Revealed by Electromyography*, PUBMED, mar. de 1985.
 - [10] J. Cram, J. Holtz y G. Kasman, *Introduction to Surface Electromyography*, Aspen Publishers Inc. Ene. de 1998.
 - [11] H. Manabe, A. Hiraiwa y T. Sugimura, *Unvoiced speech recognition using EMG - mime speech recognition*, ACM Digital Library, abr. de 2003.
 - [12] M. Raez, M. Hussain y F. Mohd-Yasin, *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*, PUBMED, mar. de 2006.

- [13] P. Yashoda, *Design and Implementation of Electromyography (EMG) based Real-Time Pattern Recognition model for Prosthetic hand Control*, Liverpool John Moore University, feb. de 2021.
- [14] B. Hudgins, P. Parker y R. Scott, *A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, ene. de 1993.
- [15] C. Spiewak, R. Islam, A. Zaman y M. Habibur, *A Comprehensive Study on EMG Feature Extraction and Classifiers*, Lupine Publishers, ene. de 2018.
- [16] B. Giles. (2021). "Anatomy of the Hand," dirección: <http://www.handsurgeonlondon.co.uk/hand-anatomy/> (visitado 16-09-2021).
- [17] L. A. Arias, "Biomecánica y patrones funcionales de la mano," Tesis de maestría, Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [18] T. Craig L. y S. Robert J, "The Anatomy and Mechanics of the Human Hand, Artif Limbs," PMID: 13249858., 1955.
- [19] Enciclopedia Médica A.D.A.M. (2021). "Prosthesis," dirección: <https://medlineplus.gov/ency/article/002286.htm> (visitado 28-09-2021).
- [20] A. Thurston, *PARÉ AND PROSTHETICS: THE EARLY HISTORY OF ARTIFICIAL LIMBS*, Wiley Online Library, oct. de 2007.
- [21] A. Mota, "Materials of Prosthetic Limbs," Tesis de licenciatura, California State Polytechnic University, 2017.
- [22] Enciclopedia Médica A.D.A.M. (2021). "Reemplazo de la articulación de la rodilla," dirección: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002974.htm> (visitado 29-09-2021).
- [23] S. Powell, R. Cruz, M. Ross y M. Woodruff, *Past, Present, and Future of Soft-Tissue Prosthetics: Advanced Polymers and Advanced Manufacturing*, Wiley Online Library, feb. de 2020.
- [24] Institute of Materials, Minerals & Mining. (2021). "Technique to 3D-print custom medical devices can boost performance and bacterial resistance," dirección: <https://www.ion3.org/resource/technique-to-3d-print-custom-medical-devices-can-boost-performance-and-bacterial-resistance.html> (visitado 28-09-2021).
- [25] Ottobock. (2020). "Above-knee and below-knee running solutions," dirección: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/above-knee-fitness-prosthesis/> (visitado 29-09-2021).
- [26] K. I. Nazmus Sakib, *Design and Implementation of an EMG Controlled 3D Printed Prosthetic Arm*, IEEE Conference Paper, nov. de 2019.
- [27] H. Patrick. (2021). "The Best 18650 Batteries Of 2021," dirección: <https://reactual.com/outdoor-equipment-2/best-18650-batteries.html> (visitado 16-09-2021).
- [28] Efest Power. (2015). "Efest IMR 18650 3000mAh 35A flat top battery," dirección: <http://www.efestpower.com/index.php?ac=article&at=read&did=396> (visitado 16-09-2021).
- [29] *Myoware Muscle Sensor*, AT-04-001, Advancer Technologies LLC, ene. de 2015.
- [30] Arduino CC. (2021). "Arduino Nano," dirección: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano?selectedStore=us> (visitado 16-09-2021).

- [31] La Electrónica. (2021). “MÓDULO ELEVADOR DE VOLTAJE XL6009 - 4A,” dirección: <https://laelectronica.com.gt/modulo-elevador-de-voltaje-xl6009---4a?search=XL6009-4A&description=true> (visitado 16-09-2021).
- [32] Enciclopedia Médica A.D.A.M. (2020). “Reimplantación de los dedos - Serie—Cuidados postoperatorios,” dirección: https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_presentations/100097_5.htm (visitado 23-11-2021).
- [33] MakersPortal. (2020). “MG90s Micro Servo,” dirección: <https://makersportal.com/shop/mg90s-micro-servo> (visitado 10-12-2021).
- [34] *Tower Pro Micro Servo*. MG90s, Tower Pro, ene. de 2000.

A. Datos de componentes electrónicos

1. Servomotores

En la Figura 74 se ilustra el servomotor utilizado en el proyecto.



Figura 74: Servomotor Tower Pro MG90s [34].

Las características de los servomotores MG90s de Tower Pro se pueden ver en la Figura 75 y las dimensiones en la Figura 76

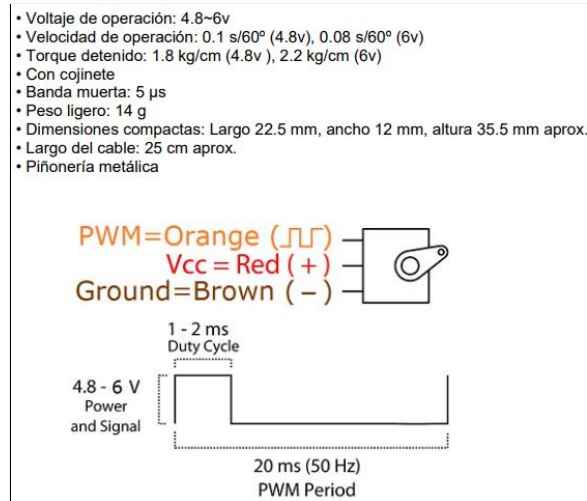


Figura 75: Datos del Servomotor [34].

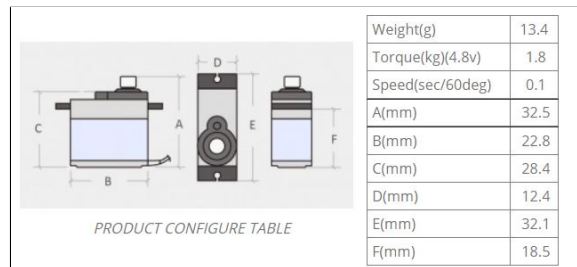


Figura 76: Dimensiones del Servomotor [34].

2. Baterías

Las baterías utilizadas de Efest Power cuentan con certificaciones RoHs, CE, FCC y MSDS. En las Figuras 77 y 78 se puede ver una imagen de la batería y sus especificaciones respectivamente.



Figura 77: Batería Efest IMR 18650 3000mAh 35A [28].

Model:	----- IMR 18650 V1
Rate Capacity:	----- 3000mAh
Nominal Voltage:	----- 3.7V
Voltage of Discharging:	----- 2.5V
Max Charging Current:	----- 4A
Standard Charge:	----- 2A
Discharging Current:	----- 20A
Plus Discharging Current:	----- 35A
Charging Temperature Range:	----- 0°C - 45°C
Discharging Temperature Range:	----- -20°C -75°C
Cell Size:	----- 18.50(±0.2)mm x 65.20(±0.2)mm

Figura 78: Especificaciones de la batería [28].