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

Gonzalo Palarea Arzu



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 Arzu para optar
al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2021

Vo.Bo.:

(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera

Tribunal Examinador:

(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera

(f) _____
MSc. Carlos Esquit

(f) _____
Dr. Luis Alberto Rivera

Fecha de aprobación: Guatemala, 5 de diciembre de 2021.

Prefacio

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. 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 sensores EMG. 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 | IV |
| Lista de figuras | VIII |
| Lista de cuadros | IX |
| Resumen | X |
| Abstract | XI |
| 1. Introducción | 1 |
| 2. Antecedentes | 3 |
| 2.1. Proyecto de Ivan Borisov. Olga Borisova y Sergei Krivosheev | 3 |
| 2.2. Trabajo de graduación de María Fernanda Girón | 4 |
| 2.3. Trabajo de graduación de Pablo Mazariegos | 4 |
| 3. Justificación | 6 |
| 4. Objetivos | 8 |
| 4.1. Objetivo General | 8 |
| 4.2. Objetivos Específicos | 8 |
| 5. Alcance | 9 |
| 6. Marco teórico | 10 |
| 6.1. Señales EMG | 10 |
| 6.2. Movimientos importantes de la mano | 11 |
| 6.3. Mecanismos electromecánicos | 12 |
| 7. Diseño Mecánico | 13 |
| 7.1. Primer prototipo de los dedos | 13 |
| 7.2. Segundo prototipo | 16 |

| | |
|--|-----------|
| 8. Diseño Electrónico | 19 |
| 8.1. Componentes seleccionados | 19 |
| 8.1.1. Servomotores | 19 |
| 8.1.2. Baterías | 20 |
| 8.1.3. Sensor EMG | 21 |
| 8.1.4. Controlador | 22 |
| 8.2. Requerimientos del diseño electrónico | 22 |
| 8.3. Esquemático | 23 |
| 8.4. PCB | 24 |
| 9. Conclusiones | 28 |
| 10. Recomendaciones | 29 |
| 11. Resultados | 30 |
| 11.1. Movimiento de los dedos | 30 |
| 11.2. Movimientos con EMG | 33 |
| 11.3. Estimación de costo de la prótesis | 34 |
| 12. Bibliografía | 38 |
| 13. Anexos | 40 |
| 13.1. Datos de componentes electrónicos | 40 |
| 13.1.1. Servomotores | 40 |
| 13.1.2. Baterías | 41 |

Lista de figuras

| | | |
|-----|--|----|
| 1. | Mano desarrollada en la universidad ITMO. fuente: [1] | 3 |
| 2. | Mano desarrollada por Pablo Mazariegos. fuente: [3] | 4 |
| 3. | Cotización de piezas de la mano. fuente: [3] | 5 |
| 4. | Porcentajes de pobreza en Guatemala. Fuente: [4] | 6 |
| 5. | Electrodos para capturar señales EMG. Fuente: [6] | 11 |
| 6. | Agarre de un lapicero. Fuente: [7] | 11 |
| 7. | Los 6 agarres principales de la mano. Fuente: [8] | 11 |
| 8. | Mano prostética con servomotores. Fuente: [9] | 12 |
| 9. | Primer palanca del dedo. Fuente: elaboración propia | 13 |
| 10. | Falange próxima del dedo. Fuente: elaboración propia | 14 |
| 11. | Adición de falange media y distal al modelo. Fuente: elaboración propia | 14 |
| 12. | Imagen de prototipo de dedo impreso. Fuente: elaboración propia | 15 |
| 13. | Imagen de prototipo de dedo impreso. Fuente: elaboración propia | 16 |
| 14. | Imagen del segundo prototipo de dedo. Fuente: elaboración propia | 16 |
| 15. | Mano completa. Fuente: elaboración propia | 17 |
| 16. | Mano completa. Fuente: elaboración propia | 17 |
| 17. | Comparación entre prototipo inicial y segunda iteración. Fuente: elaboración propia | 18 |
| 18. | Batería de Efest Power. Fuente: [11] | 20 |
| 19. | Myoware de Advancer Tecnologies. Fuente: [12] | 21 |
| 20. | Arduino nano. Fuente: [13] | 22 |
| 21. | Esquemático. Fuente: elaboración propia. | 23 |
| 22. | Elevador de voltaje XL6009. Fuente: [14]. | 24 |
| 23. | Vista 2D del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia. | 24 |
| 24. | Vista 3D desde arriba del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia. | 25 |
| 25. | Vista 3D desde abajo del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia. | 25 |
| 26. | CNC utilizada para fabricar la PCB. Fuente: elaboración propia. | 26 |
| 27. | PCB, vista de arriba. Fuente: elaboración propia. | 26 |

| | | |
|-----|---|----|
| 28. | PCB, vista de abajo. Fuente: elaboración propia. | 27 |
| 29. | Dedo extendido en posición inicial. Fuente: elaboración propia | 30 |
| 30. | Dedo retraído en posición final. Fuente: elaboración propia | 31 |
| 31. | Comparación de extensión de los dedos. Fuente: elaboración propia | 32 |
| 32. | Comparación de flexión de los dedos. Fuente: elaboración propia | 32 |
| 33. | Possible movimiento deseado. Fuente: elaboración propia | 32 |
| 34. | Posicionamiento de electrodos. Fuente: elaboración propia | 33 |
| 35. | Señal obtenida en flexión de dedos. Fuente: elaboración propia | 34 |
| 36. | Servomotor Tower Pro MG90s. Fuente: [15] | 40 |
| 37. | Datos del Servomotor. Fuente: [15] | 41 |
| 38. | Dimensiones del Servomotor. Fuente: [15] | 41 |
| 39. | Batería Efest IMR 18650 3000mAh 35A. Fuente: [11] | 41 |
| 40. | Especificaciones de la batería. Fuente: [11] | 42 |

Lista de cuadros

| | | |
|----|---|----|
| 1. | Estimación de costos de impresión 3D. Fuente: elaboración propia. | 34 |
| 2. | Costos de componentes y piezas. Fuente: elaboración propia. | 35 |
| 3. | Gastos adicionales. Fuente: elaboración propia. | 36 |
| 4. | Gasto total. Fuente: elaboración propia. | 37 |

Resumen

En este proyecto creaó una versión inicial de una mano prostética, controlada por señales 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. Para que la prótesis pueda ser usada por personas, es necesario realizar aún estudios de biocompatibilidad y diseñar el *socket* para que sea compatible con la mayor cantidad de amputados posible. Este trabajo tiene potencial de ser mejorado, pues se puede hacer un estudio dedicado a las señales EMG del antebrazo para añadirle a la prótesis más movimientos y funciones o se podrían integrar señales de otros músculos u otro tipo de señales, como las encefalográficas.

Abstract

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.

CAPÍTULO 1

Introducción

El motivo de este trabajo es comprobar que es factible diseñar y fabricar una prótesis controlada por señales 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 eran básicamente 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.

CAPÍTULO 2

Antecedentes

2.1. Proyecto de Ivan Borisov, Olga Borisova y Sergei Krivosheev

En el proyecto desarrollado por Ivan Borisov, Olga Borisova y Sergei Krivosheev [1], podemos ver 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 contaba con motores de vibración y bocinas piezoelectricas, para indicarle al paciente el “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. fuente: [1]

2.2. Trabajo de graduación de María Fernanda Girón

En el 2020 se comenzó a desarrollar en la UVG una interfaz biomédica para el control de sistemas robóticos utilizando señales EMG. En este trabajo [2], 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, se encuentra “desarrollar una interfaz que traduzca los resultados de la clasificación de señales en 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 cuál se le pueda implementar este software ya desarrollado y funcional. Entre más entendamos las señales que hacen funcionar nuestro cuerpo, como las señales EMG y mejor las podamos capturar, procesar y utilizar, podremos 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.

2.3. Trabajo de graduación de Pablo Mazariegos

En la Universidad del Valle de Guatemala también se ha trabajado con el modelado mecánico y accionamiento simple de una mano prostética. En el proyecto de graduación de Pablo Mazariegos, “ Diseño e implementación de un nuevo modelo de la mano de la Prótesis Biónica Transhumeral” [3], 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 2 se puede ver el modelo de la mano desarrollada.

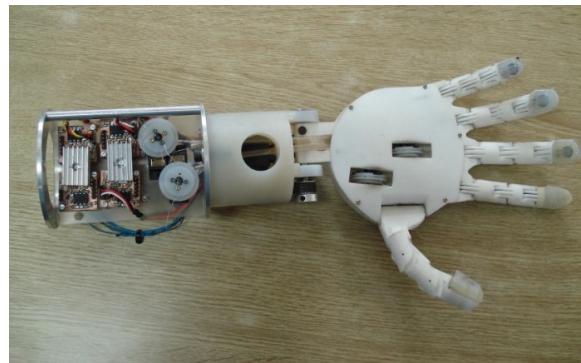


Figura 2: Mano desarrollada por Pablo Mazariegos. fuente: [3]

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 varios estudiantes 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 3, podemos 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 | PolyJet | \$8.18 | -- | \$185.18 |

Figura 3: Cotización de piezas de la mano. fuente: [3]

CAPÍTULO 3

Justificación

Como se puede observar en la Figura 4, del último dato registrado en el 2014, el 59.3 porciento de la población vive en pobreza total, de los cuales el 23.4 porciento 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.

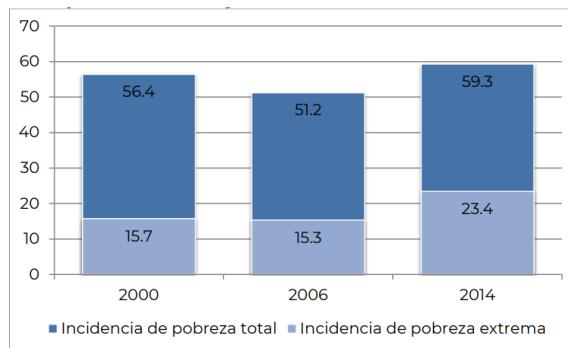


Figura 4: Porcentajes de pobreza en Guatemala. Fuente: [4]

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.[5] Estas son cifras totalmente fuera del alcance de más de la mitad de la población entera de Guatemala.

Este proyecto busca 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.

CAPÍTULO 4

Objetivos

4.1. 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.

4.2. 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.

CAPÍTULO 5

Alcance

En la Universidad del Valle se ha trabajado con prototipos de manos prostéticas. 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 en sí posee varios músculos que hacen posibles movimientos complejos, como la oposición del pulgar. La detección de estos movimientos no es posible con los métodos que se utilizaron, por lo que la mano prostética 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 con además con certificaciones de entidades como la FDA, por ejemplo, para que pueda ser utilizada en personas. Este proyecto se delimitó únicamente a tratar con los temas sobre la tecnología del dispositivo y su función prevista es ser utilizado como una plataforma experimental.

CAPÍTULO 6

Marco teórico

6.1. Señales EMG

Las señales biomédicas son señales eléctricas que representan una variable de interés física. Las señales EMG son parte del grupo de las señales biomédicas. Son un potencial eléctrico, creado por la despolarización de la membrana de fibra muscular externa [2]. Estas señales tienen voltajes en el rango de 0 a 6 mV. Sus frecuencias entre 0-500 Hz, principalmente entre 50-150 Hz. Pueden ser utilizadas para el diagnóstico de patologías musculares. 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. 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 5.



Figura 5: Electrodos para capturar señales EMG. Fuente: [6]

6.2. Movimientos importantes de la mano

Según la investigación realizada en [7], 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 6.



Figura 6: Agarre de un lapicero. Fuente: [7]

Según [8], existen 6 agarres principales en la mano, que se pueden ver en la Figura 7.

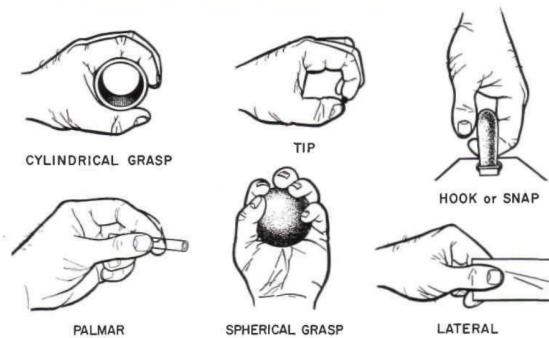


Figura 7: Los 6 agarres principales de la mano. Fuente: [8]

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.

6.3. 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 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 [9] utilizaron servomotores en una mano prostética como se puede ver en la Figura 8. 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.

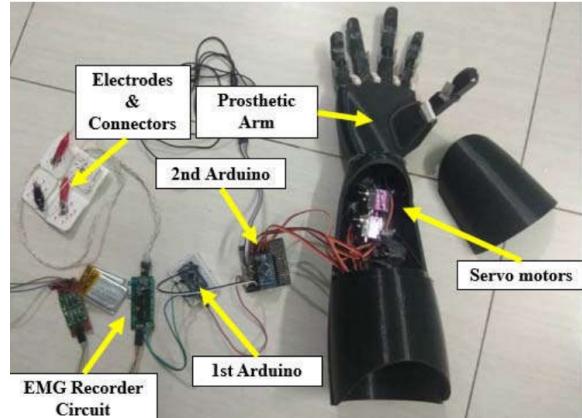


Figura 8: Mano prostética con servomotores. Fuente: [9]

CAPÍTULO 7

Diseño Mecánico

7.1. 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.

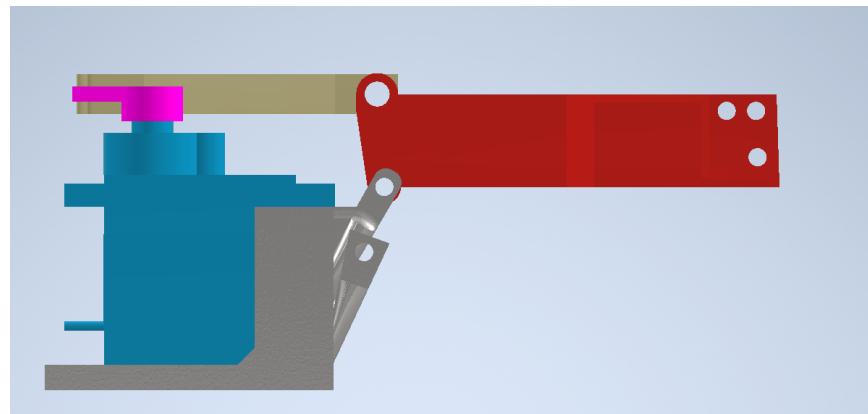


Figura 9: Primer palanca del dedo. Fuente: elaboración propia

En la Figura 9 se muestra el servomotor con una palanca que empuja la parte superior de la primer parte del dedo, lo que simula a un metacarpo. 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 procede a diseñar la falange proximal. Se busca en el diseño que al girar el metacarpo con el servomotor, gire también la falange proximal respecto al metacarpo y que el conjunto de falange media y distal giren respecto a la proximal. De esta manera el dedo haría un movimiento envolvente.

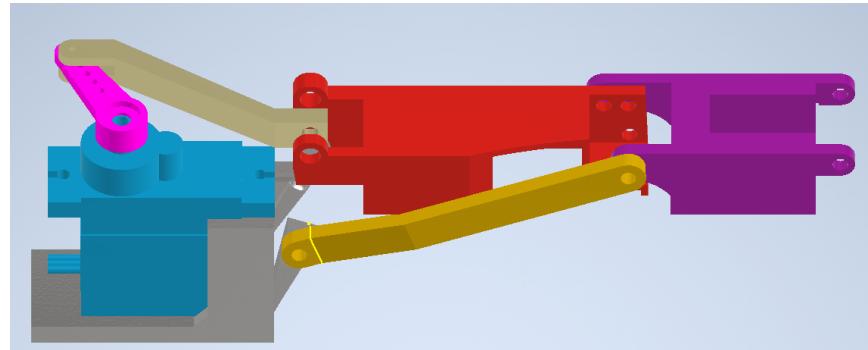


Figura 10: Falange próxima del dedo. Fuente: elaboración propia

Como se puede ver en la Figura 10 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 proxima 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, las fangales medias y distales se combinarán en una sola pieza y estarán conectadas a la falange proxima por medio de un eje que le permita girar y a una palanca conectada al metacarpo.

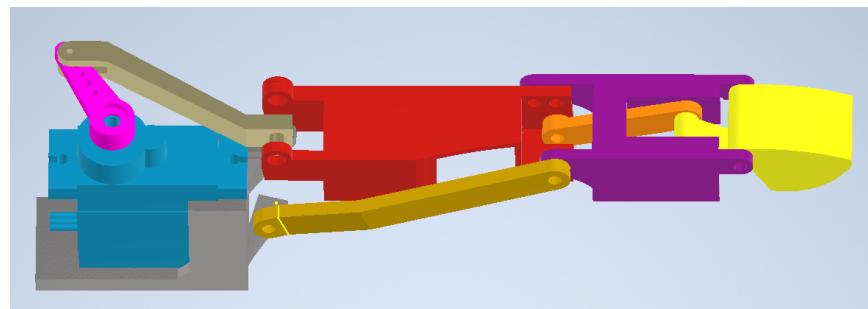


Figura 11: Adición de falange media y distal al modelo. Fuente: elaboración propia

En la Figura 11 se puede observar en colores amarillo y naranja la falange media y distal combinadas en una pieza y la palanca que une a esta combinación con el metacarpo, respectivamente. Con este diseño inicial se espera obtener el movimiento envolvente de un dedo.

Para verificar el funcionamiento correcto del diseño se procedió a imprimirla y probar

el movimiento. En las figuras 12 y 13 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 tienen 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. Por el momento y para hacer las pruebas, los ejes son 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 está mal posicionada. Los ejes de rotación están colocados al revés. Al bajar el servomotor el metacarpo, la falange próxima gira en el sentido contrario al esperado.



Figura 12: imagen de prototipo de dedo impreso. Fuente: elaboración propia

De este primer prototipo se plantearon las siguientes modificaciones. El modelo en su totalidad se percibe frágil y es necesario reforzarlo, sobre todo en las uniones con los ejes de rotación.



Figura 13: imagen de prototipo de dedo impreso. Fuente: elaboración propia

7.2. 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 14 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 versión final del mecanismo de los dedos

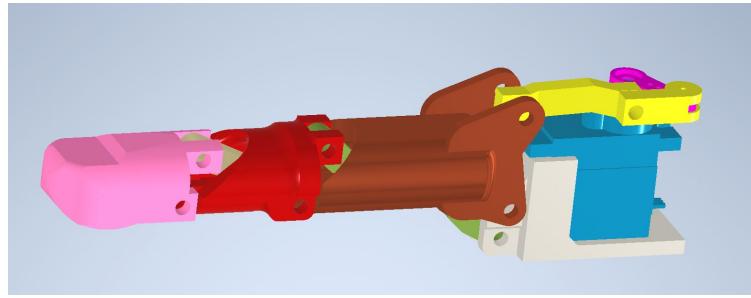


Figura 14: imagen del segundo prototipo de dedo. Fuente: elaboración propia

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 15 y 16 se

puede apreciar el modelo de la mano finalizada

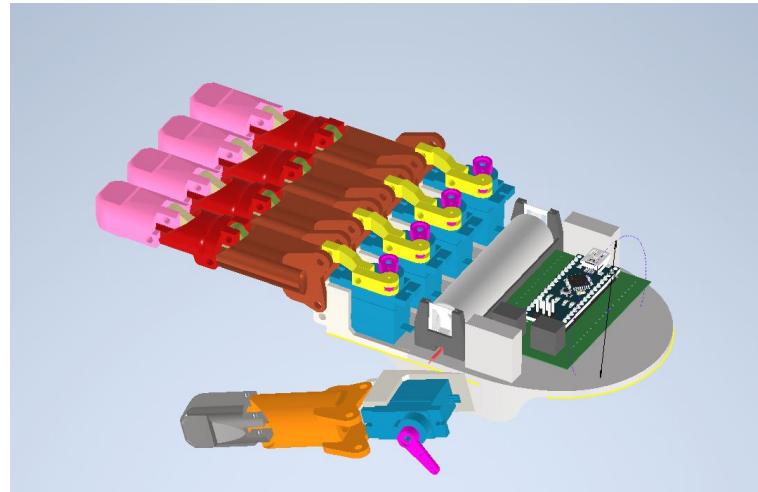


Figura 15: Mano completa. Fuente: elaboración propia

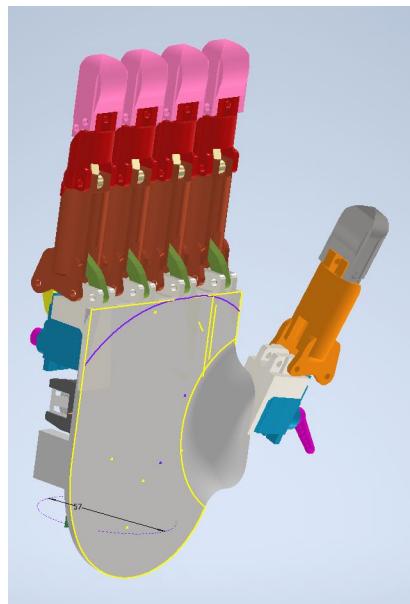


Figura 16: Mano completa. Fuente: elaboración propia

En la Figura 17 se puede ver una comparación entre 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.

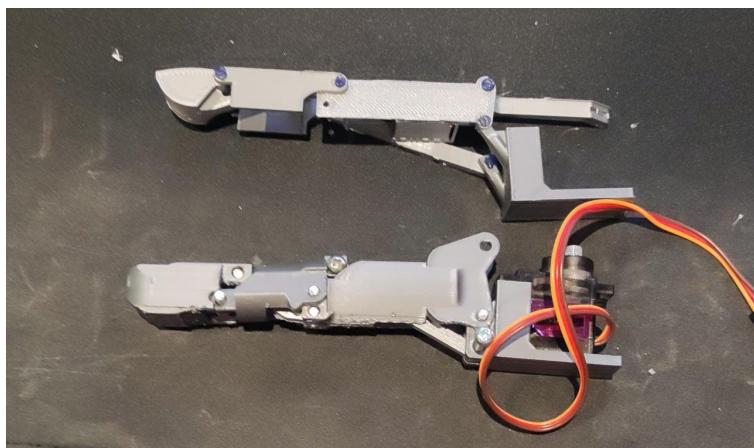


Figura 17: Comparación entre prototipo inicial y segunda iteración. Fuente: elaboración propia

CAPÍTULO 8

Diseño Electrónico

8.1. Componentes seleccionados

8.1.1. 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 nuestros 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 fórum 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 36 en anexos). Los datos encontrados para este servo se pueden encontrar en los anexos, en las figuras 38 y 37.

8.1.2. Baterías

Por experiencia previa con distintos tipos de baterías y disponibilidad se escogen las baterías del formato 18650. Estas baterías cuentan con capacidades entre 2000mAh a 3500mAh. Lo más atractivo de estas baterías es su alta corriente de descarga, pues algunas pueden llegar a dar hasta 35 amperios de corriente. Trabajan en voltajes entre 3.7 y 4.2V. su forma es cilíndrica y sus dimensiones, como dice en el nombre, son de 18mm de diámetro por 65mm 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 [10]. Sin embargo, en proyectos anteriores se ha trabajado con la marca Efest, las cuales tienen un precio más accesible sin comprometer calidad. En la Figura 18 se puede ver un ejemplo de una batería 18650 de la compañía Efest Power.



Figura 18: Batería de Efest Power. Fuente: [11]

8.1.3. 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 19 se puede ver el módulo *Myoware*.



Figura 19: Myoware de Advancer Technologies. Fuente: [12]

Este módulo 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 cero a cinco Voltios 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 arduinos principalmente. Advancer Technologies ofrece una serie de accesorios para el módulo, 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.

8.1.4. 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 5V 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 20 muestra un Arduino Nano. En los anexos se pueden ver los datos completos del Arduino.

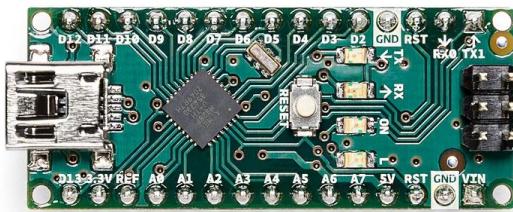


Figura 20: Arduino nano. Fuente: [13]

8.2. Requerimientos del diseño electrónico

- Elevar el voltaje que la batería 18650 puede suplir, ya que esta tiene un voltaje de 4.2v 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.

8.3. Esquemático

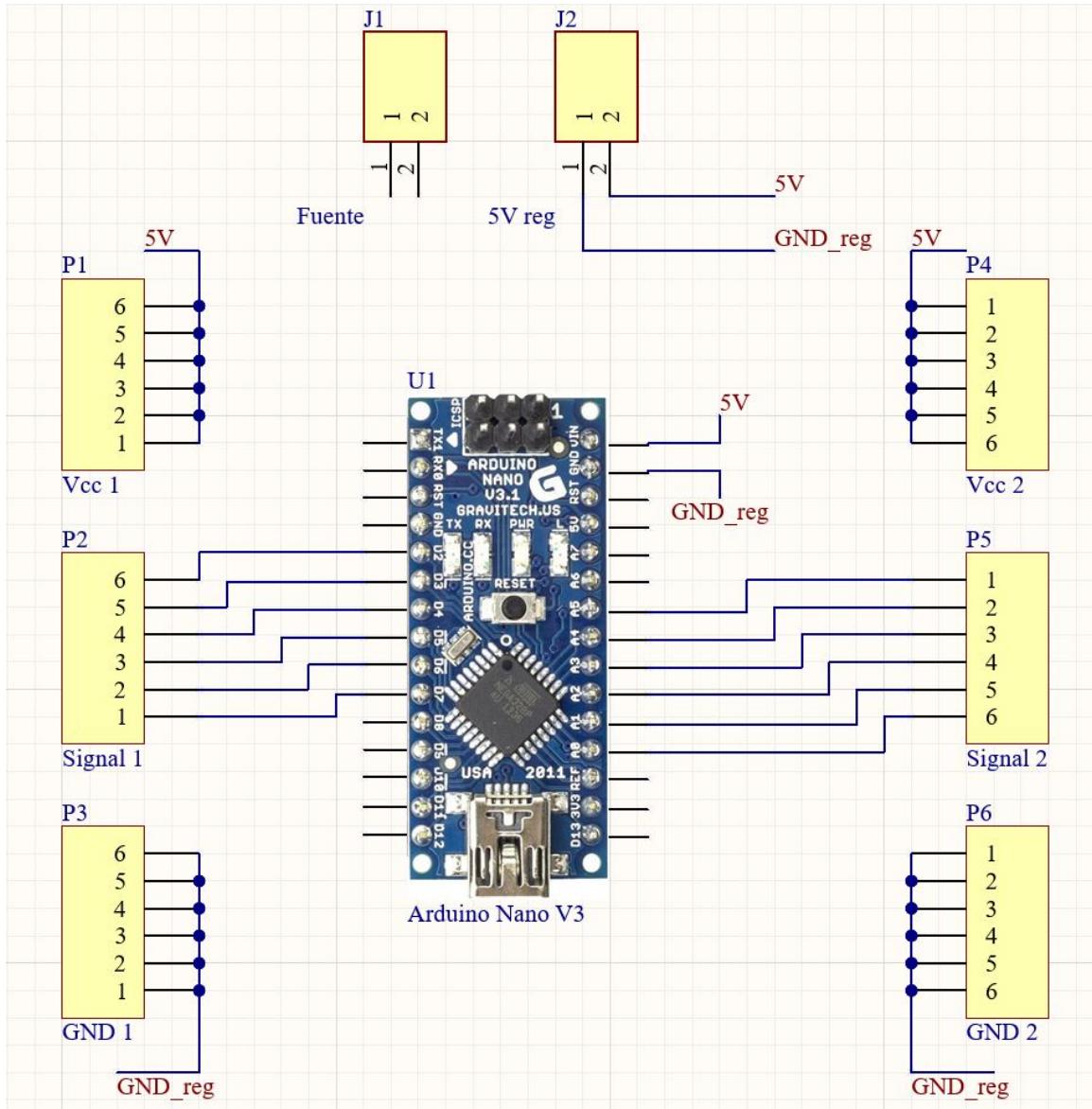


Figura 21: Esquemático. Fuente: elaboración propia.

Cabe mencionar que 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 22, 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.

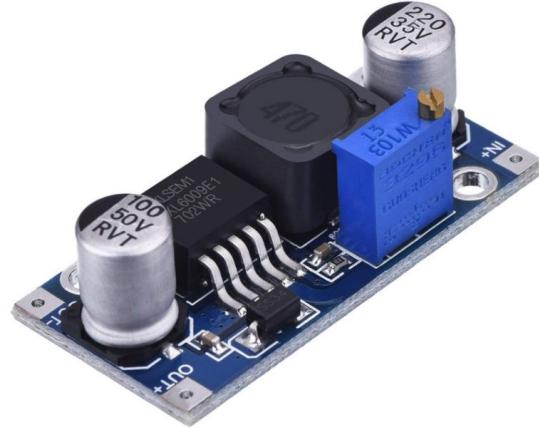


Figura 22: Elevador de voltaje XL6009. Fuente: [14].

8.4. PCB

El diseño en dos dimensiones de la PCB se muestra en la Figura 23

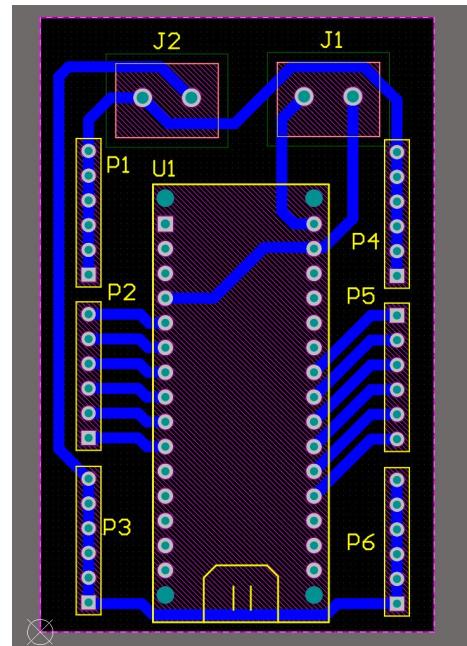


Figura 23: Vista 2D del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia.

La vista desde arriba de la PCB en 3 dimensiones se muestra en la Figura 24.

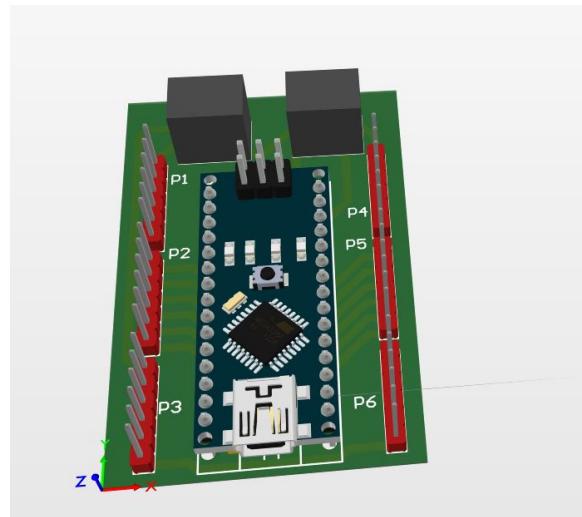


Figura 24: Vista 3D desde arriba del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia.

La vista desde abajo de la PCB en 3 dimensiones se muestra en la Figura 25.

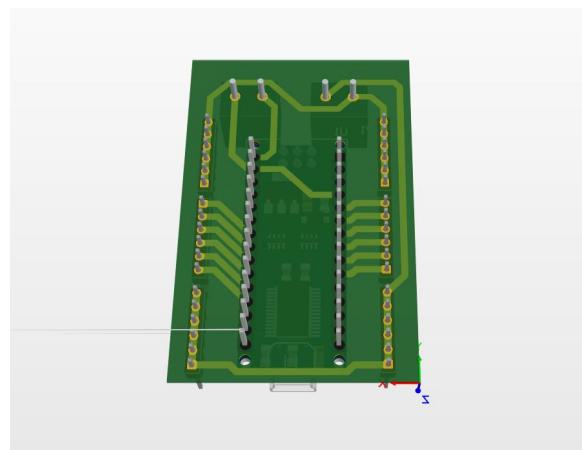


Figura 25: Vista 3D desde abajo del circuito impreso en Altium Designer. Fuente: elaboración propia.

Para fabricar el circuito impreso se utilizó la cnc que se muestra en la Figura 26.

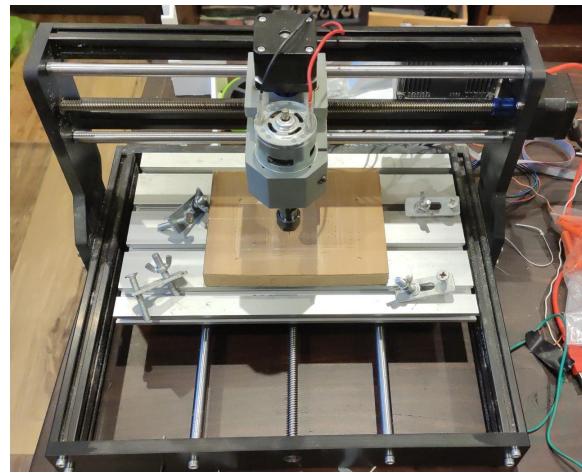


Figura 26: CNC utilizada para fabricar la PCB. Fuente: elaboración propia.

La PCB resultante se muestra en las Figuras 27 y 28.

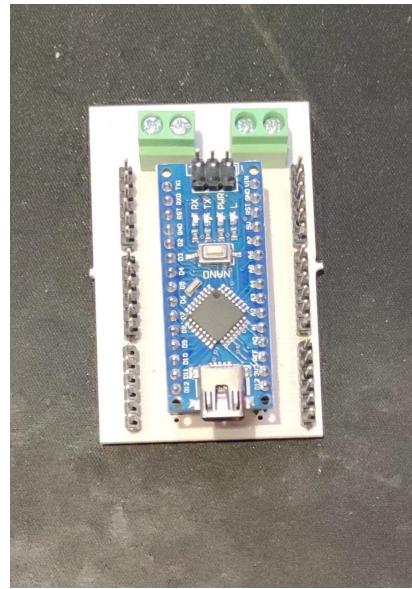


Figura 27: PCB, vista de arriba. Fuente: elaboración propia.

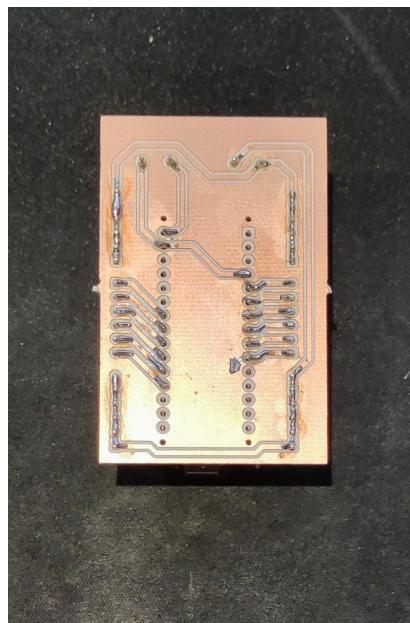


Figura 28: PCB, vista de abajo. Fuente: elaboración propia.

CAPÍTULO 9

Conclusiones

- El uso de impresión 3D y la selección adecuada de componentes fue clave para crear una prótesis funcional a bajo costo en comparación con las alternativas que existen en el mercado actualmente.
- 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, 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.

CAPÍTULO 10

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.

CAPÍTULO 11

Resultados

11.1. Movimiento de los dedos

En el diseño mecánico, el dedo se dividió 4 en tres partes: La base que representa a un nudillo, el metacarpo, falange próxima y se combinaron las falanges media y distal en una sola pieza. Se logró que con un solo servomotor las piezas rotaran respecto a las otras por medio de palancas. En la Figura 29 se muestra el dedo extendido. Al activarse el servomotor, se empujará la palanca que se conecta con el metacarpo, haciéndolo rotar y causando la retracción del dedo.

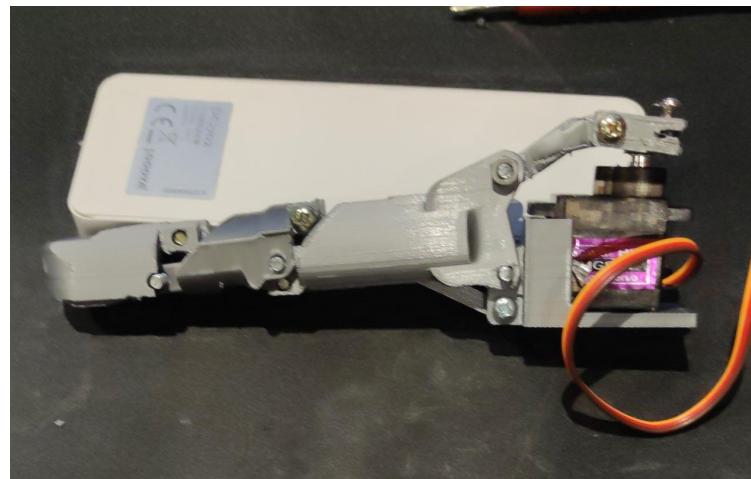


Figura 29: Dedo extendido en posición inicial. Fuente: elaboración propia

En la Figura 30 se puede ver la posición final del dedo. Como se puede ver, la falange próxima rota respecto al metacarpo y la falange media y distal rota levemente respecto a la falange próxima. 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.

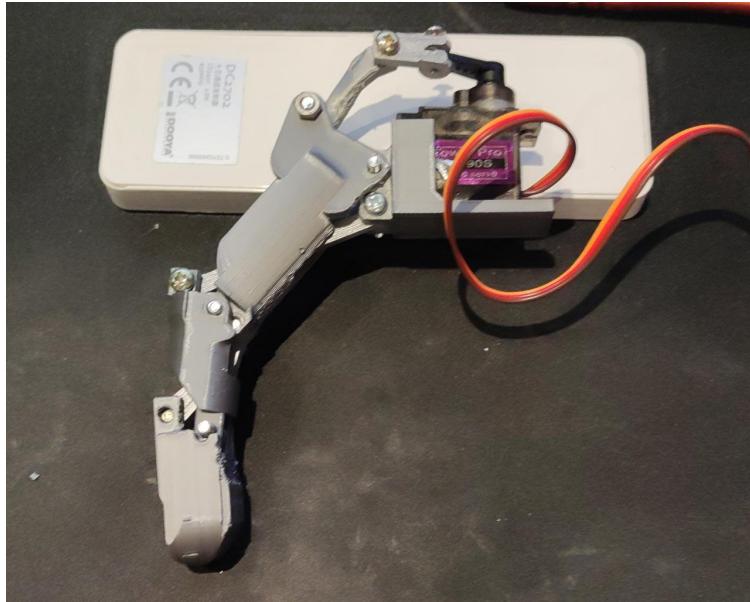


Figura 30: Dedo retraído en posición final. Fuente: elaboración propia

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 31 se puede ver la comparación de los dedos extendidos. La comparación de los dedos en su límite de flexión se ilustra en la Figura 32. 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 33, 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.

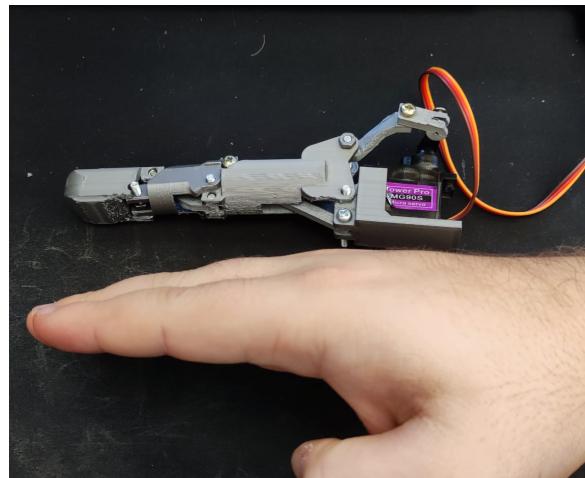


Figura 31: Comparación de extensión de los dedos. Fuente: elaboración propia

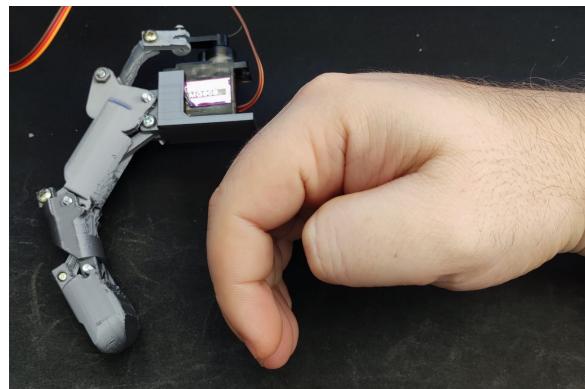


Figura 32: Comparación de flexión de los dedos. Fuente: elaboración propia

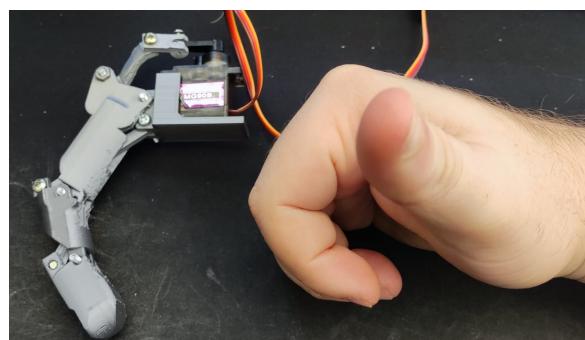


Figura 33: Posible movimiento deseado. Fuente: elaboración propia

11.2. Movimientos con 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 ular del carpo. En la Figura 34 se ilustra la manera en la que se colocan los electrodos.

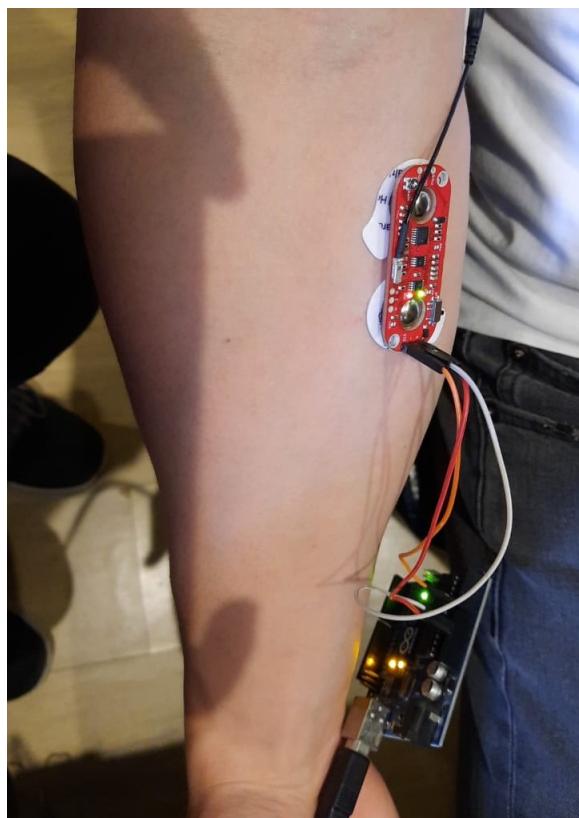


Figura 34: Posicionamiento de electrodos. Fuente: elaboración propia

En la Figura 35 se muestra la señal obtenida al flexionar todos los dedos. Los voltajes oscilaron entre 1 a 5 volteos. Los picos que se ven la señal representan la flexión de los dedos.

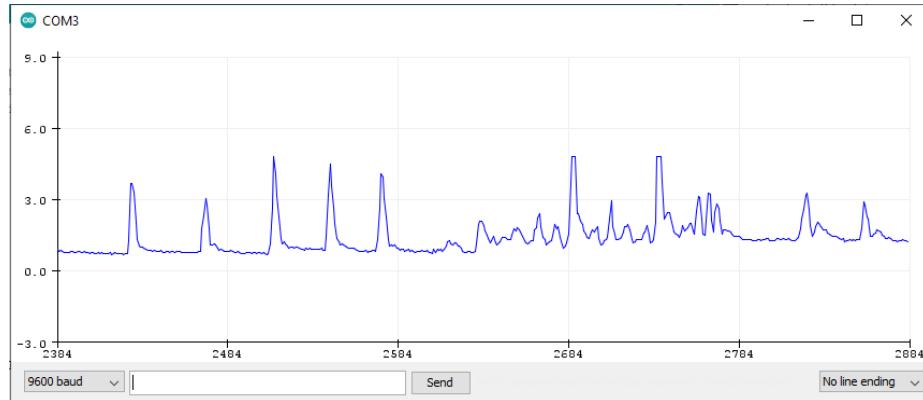


Figura 35: Señal obtenida en flexión de dedos. Fuente: elaboración propia

11.3. 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 350 quetzales, por lo tanto un gramo de material cuesta 35 centavos. Para calcular el consumo eléctrico se asume un costo por kilovatio hora de 1.32 Quetzales 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 0.396 quetzales.

| 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. Fuente: elaboración propia.

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 |
| Batería 18650 | Vapor Maniak | 1 | 110 |
| Elevador de voltaje XL6009 | La Electrónica | 1 | 29 |
| Servomotor MG90s | Electrónica DIY | 5 | 250 |
| Sujetador batería | La Electrónica | 1 | 11 |
| Placa de Cobre 7x10cms | La Electrónica | 1 | 7 |
| Bornera 2 pines 250v 8A | La Electrónica | 2 | 3.5 |
| Tira pinhead macho 40 pines | La Electrónica | 2 | 8 |
| Tira pinhead hembra 40 pines | La Electrónica | 2 | 8 |
| Myoware Muscle Sensor | Amazon | 1 | 365 |
| 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 | 22.8 |
| | Costo total | | 924.1 |

Cuadro 2: Costos de componentes y piezas. Fuente: elaboración propia.

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 |
| Envío Electrónica DIY | 30 |
| Desgaste CNC y fresas | 15 |
| Desgaste impresora 3D | 10 |
| Costo total | 65 |

Cuadro 3: Gastos adicionales. Fuente: elaboración propia.

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. Fuente: elaboración propia.

CAPÍTULO 12

Bibliografía

- [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] M. F. Girón, “Interfaz Biomédica para el Control de Sistemas Robóticos Utilizando Señales EMG,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2020.
- [3] P. 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.
- [4] *La pobreza, reflejo de la exclusión y la inequidad*, <https://www.gt.undp.org/content/guatemala/es/home/ourwork/povertyreduction>, Accessed: 2021-05-4.
- [5] S. Rajan, *Design and manufacture of 3D printec myoelectric multi-fingered hand for prosthetic application*, 2016 International Conference on Robotics and Automation for Humanitarian Applications, dic. de 2016.
- [6] *Neurocirugía Torres*, <https://neurocirugiatorres.com/articulos-y-consejos/electromiografia-emg-electromiograma/>, Accessed: 2021-04-20.
- [7] L. A. Arias, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” Tesis de maestría, Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [8] T. Craig L y S. Robert J, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand, Artif Limps,” PMID: 13249858., 1955.
- [9] K. I. Nazmus Sakib, *Design and Implementation of an EMC Controlled 3D Printed Prosthetic Arm*, IEEE Conference Paper, nov. de 2019.
- [10] P. Hyde. (2021). “The Best 18650 Batteries Of 2021,” dirección: <https://reactual.com/outdoor-equipment-2/best-18650-batteries.html> (visitado 16-09-2021).
- [11] E. 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).
- [12] *Myoware Muscle Sensor*, AT-04-001, Advancer Technologies LLC, ene. de 2015.

- [13] A. CC. (2021). “Arduino Nano,” dirección: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano?selectedStore=us> (visitado 16-09-2021).
- [14] L. 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).
- [15] *Tower Pro Micro Servo.* MG90s, Tower Pro, ene. de 2000.

CAPÍTULO 13

Anexos

13.1. Datos de componentes electrónicos

13.1.1. Servomotores

En la Figura 36 se ilustra el servomotor utilizado en el proyecto.



Figura 36: Servomotor Tower Pro MG90s. Fuente: [15]

Las características de los servomotores MG90s de Tower Pro se pueden ver en la Figura 37 y las dimensiones en la Figura 38

- Voltaje de operación: 4.8~6v
- Velocidad de operación: 0.1 s/60° (4.8v), 0.08 s/60° (6v)
- Torque detenido: 1.8 kg/cm (4.8v), 2.2 kg/cm (6v)
- Con cojinete
- Banda muerta: 5 µs
- Peso ligero: 14 g
- Dimensiones compactas: Largo 22.5 mm, ancho 12 mm, altura 35.5 mm aprox.
- Largo del cable: 25 cm aprox.
- Piezas metálicas

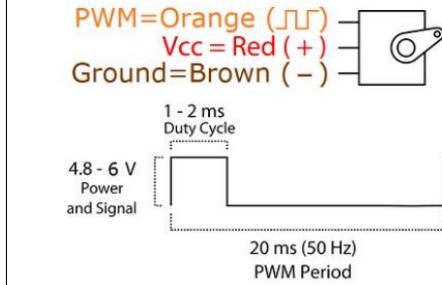


Figura 37: Datos del Servomotor. Fuente: [15]

| | |
|------------------|------|
| Weight(g) | 13.4 |
| Torque(kg)(4.8v) | 1.8 |
| Speed(sec/60deg) | 0.1 |
| A(mm) | 32.5 |
| B(mm) | 22.8 |
| C(mm) | 28.4 |
| D(mm) | 12.4 |
| E(mm) | 32.1 |
| F(mm) | 18.5 |

Figura 38: Dimensiones del Servomotor. Fuente: [15]

13.1.2. Baterías

Las baterías utilizadas de Efest Power cuentan con certificaciones RoHs, CE, FCC y MSDS. En las Figuras 39 y 40 se puede ver una imagen de la batería y sus especificaciones respectivamente.



Figura 39: Batería Efest IMR 18650 3000mAh 35A. Fuente: [11]

| | |
|--------------------------------|-------------------------------|
| 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 40: Especificaciones de la batería. Fuente: [11]