

Diseño de una prótesis transradial con movimiento articulado en la muñeca

Autores:

**David Régulo Villanueva Colpas
Romario Andrés Roca Sarmiento**

**Trabajo de grado como prerrequisito para la obtención de grado de
Tecnólogo en Electromedicina**

Director(a):

Olga Cervantes

Facultad de Ingeniería

**Programa de Tecnología en Electromedicina
Barranquilla
2022**

ÍNDICE

RESUMEN	7
ABSTRACT	8
INTRODUCCION	9
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	11
OBJETIVOS.....	14
JUSTIFICACION	14
MARCOS DE REFERENCIA	15
MARCO TEORICO.....	15
MARCO CONCEPTUAL	39
MARCO LEGAL.....	40
METODOLOGIA	43
- Diseño	43
- Materiales y métodos.....	45
Actuador escogido para el diseño de la prótesis	51
Adquisición y filtrado de la señal	53
Procesamiento de datos	56
Softwares utilizados.....	57
- Procedimiento	59
Diseño de la prótesis.....	59
Diseño del sistema de control de la prótesis.....	78
Diseño del circuito.....	80
Código	81
Código empleado en la simulación.....	83
RESULTADOS.....	83
DISCUSION (ANALISIS DE RESULTADOS).....	86
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	88
REFERENCIAS.....	90

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de amputaciones	19
Tabla 2. Tipos de Sensores.....	36
Tabla 3. Tipos de Actuadores.....	36
Tabla 4. Marco legal.....	42
Tabla 5. Cuadro comparativo de ventajas y desventajas de los polimeros para la fabricación 3D.	46
Tabla 6. Especificaciones técnicas del servomotor MG90.....	51
Tabla 7. Especificaciones técnicas del servomotor MG995.....	52
Tabla 8. Especificaciones tecnicas del Arduino Uno R3	57

LISTADO DE FIGURAS

Ilustración 1. Vista anterior de la porción libre del miembro superior.....	21
Ilustración 2. Rango y tipos de movimiento de los dedos	23
Ilustración 3. Vista anterior y posterior de los huesos del brazo.....	24
Ilustración 4. Primera prótesis encontrada	26
Ilustración 5. Replica de la prótesis original encontrada en Italia.....	26
Ilustración 6. prótesis estética producida durante la edad media	28
Ilustración 7. Esquema de una prótesis de pierna según las teorías de Pieter Verduyn	28
Ilustración 8. prótesis de pierna diseñada por James Pott	29
Ilustración 9. Mecanismos de actuación de la prótesis	33
Ilustración 10. Fases para el procesamiento de una señal mioeléctrica	37
Ilustración 11. Circuito esquemático del canal EMG de la shield e-Health sensor	55
Ilustración 12. Vista frontal y trasera del shield e-Health sensor.	55
Ilustración 13. Esquema y conexionado de e-Health Versión	56
Ilustración 14. Vista frontal del brazo de referencia.....	60
Ilustración 15. Vista lateral del brazo de referencia.....	61
Ilustración 16. Vista superior del brazo de referencia.....	61
Ilustración 17. Vista frontal del antebrazo	63
Ilustración 18. Vista superior del antebrazo	64
Ilustración 19. Vista lateral de la palma.....	65
Ilustración 20. Vista superior de la palma.....	66
Ilustración 21. Vista inferior de la palma.....	66
Ilustración 22. Vista lateral del dedo	68
Ilustración 23. Vista superior del dedo	68
Ilustración 24. Vista inferior del diseño del dedo.....	69
Ilustración 25. Vista lateral del dedo meñique	70
Ilustración 26. Vista superior del dedo meñique	70

Ilustración 27. Vista inferior del dedo meñique.....	71
Ilustración 28. Vista lateral del dedo pulgar.	72
Ilustración 29. Vista frontal del dedo pulgar.....	73
Ilustración 30. Vista superior del dedo pulgar	73
Ilustración 31. Vista frontal de los pernos	74
Ilustración 32. Vista superior de los pernos.....	75
Ilustración 33. Vista trasera de los pernos	75
Ilustración 34. Vista frontal de los pines	76
Ilustración 35. Vista lateral de los pines.....	77
Ilustración 36. Vista superior de los pines.....	77
Ilustración 37. Diagrama de bloques de la prótesis transradial con movimiento articulado en la muñeca	79
Ilustración 38. Circuito esquemático equivalente diseñado en Proteus.....	81
Ilustración 39. Simulación del circuito equivalente en el programa Proteus	84
Ilustración 40. Diseño final de la prótesis (sin elementos del circuito) en posición anatómica.....	85
Ilustración 41. Diseño final de la prótesis	86

LISTADO DE ECUACIONES

Ecuación 1. Factor de corrección del voltaje de la señal leída por el sensor	82
--	----

RESUMEN

El desarrollo de prótesis de mano ha mejorado en conjunto a los avances tecnológicos que han existido a lo largo del tiempo. Así, conforman la fecha las prótesis mioeléctricas de miembro superior. Sin embargo, los usuarios que utilizan estos elementos presentan dificultad en el control de su prótesis óptimamente. Ello se debe a que los modelos actuales presentes en el mercado y que son asequibles para la mayoría de la población, la mayoría no cuentan con un sistema electrónico para el control (prótesis estéticas no funcionales, de tipo garfio y mecánicas) y los que la presentan (mioeléctricas) son de costo elevado y no poseen retroalimentación háptica que emule la percepción sensitiva de una mano. En este contexto, el trabajo a desarrollar es el diseño y modelamiento de un sistema electrónico de bajo costo que permita obtener una señal mioeléctrica para una prótesis transradial mioeléctrica que permita al usuario mejorar su efectividad en la ejecución de los gestos deseados en su prótesis y simular la misma mediante las herramientas de software existentes. En este documento se describe el sistema electrónico diseñado e implementado. Para ello fueron analizados y escogidos los componentes de hardware a ser empleados y se desarrollaron los algoritmos para la realización y control de los movimientos del dispositivo, así como el de la lógica del funcionamiento de este. Con el fin de validar el diseño en final del proyecto, se busca ejecutar ensayos simulados mediante software para validar el comportamiento de movimiento con la misma. Se realiza el diseño del prototipo de prótesis transradial por medio de las aplicaciones CAD y con las mismas se simulan las

características del material de la misma, a su vez se realiza el diseño esquemático del circuito de control de la prótesis y se simulan en el software Proteus con el fin de validar su funcionamiento.

Palabras clave: Diseño, modelamiento, prótesis, control, movimiento, señal mioeléctrica, simulación, Miembro superior,

ABSTRACT

The development of prosthetic hands has improved in conjunction with the technological advances that have existed over time. Thus, upper limb myoelectric prostheses make up the date. However, users who use these elements have difficulty in optimally controlling their prosthesis. This is since the current models on the market and that are affordable for the majority of the population, most of them do not have an electronic control system (non-functional, hook-type and mechanical aesthetic prostheses) and those that present (myoelectric) are expensive and do not have haptic feedback that emulates the sensory perception of a hand. In this context, the work to be developed is the design and modeling of a low-cost electronic system that allows obtaining a myoelectric signal for a myoelectric transradial prosthesis that allows the user to improve their effectiveness in the execution of the desired gestures in their prosthesis and simulate the same using existing software tools. This document describes the electronic system designed and implemented. For this, the hardware components to be used were analyzed and chosen and the algorithms for the realization and control of the device's movements were developed, as well as the logic of its operation. In order to validate the design at the end of the project, it is sought to run simulated tests using software to validate the movement behavior with it. The design of the transradial prosthesis prototype is carried out by means of CAD applications and with them the characteristics of its material are simulated, in turn the schematic design of the prosthesis control

circuit is carried out and they are simulated in the software Proteus in order to validate its operation.

Keywords: Design, modeling, prosthetics, control, movement, myoelectric signal, simulation.

INTRODUCCION

La mano humana es el órgano que nos permite crecer, sobrevivir e interactuar durante el desarrollo. Dotado en grandes grados de libertad, que permiten a los humanos manipular objetos y realizar varios movimientos con cierta delicadeza. Esto significa que la falta de este miembro puede reducir la calidad de vida de una persona en todos los sentidos.

Para compensar esta deficiencia parcial, existen desde hace mucho tiempo varios tipos de prótesis destinadas a imitar la función de la mano. Hoy en día, la tecnología de detección de bioseñales ha hecho posible el desarrollo de prótesis de miembro superior (manos biológicas), que son controladas por el propio usuario. Tienen un alto grado de adaptabilidad, porque son los mismos signos que antes comandaban a la mano y que ahora son reemplazados para actuar como controlador de una extremidad protésica.

Estos dispositivos han tenido éxito en mejorar la calidad de vida de los pacientes, incluso si no imitan exactamente la extremidad como tal. Aunque las prótesis mioeléctricas son muy

utilizadas en todo el mundo, debemos que reconocer que hay una gran cantidad de problemas que los afectan. Dado que Estos dispositivos generalmente requieren que se entrene el músculo para usarlos (estimulación muscular). Además, los médicos pueden desaconsejar hacerlo por el hecho de saber subordinar este tipo de movimientos para la adaptación de esta.

Por último, Es importante mencionar que el desarrollo de estas ha generado un gran avance en esta área de la biomedicina. Sin embargo, las prótesis mioeléctricas comerciales, poseen precios altos y no son productos producidos localmente lo que también reduce la disponibilidad de esta. El objetivo de este proyecto es diseñar una prótesis mioeléctrica de extremidad superior para el antebrazo y la mano mediante el software Autodesk MeshMixer. Con el diseño de este dispositivo se pretende en un futuro realizar el ensamble de las piezas del dispositivo el cual podrá captar las señales eléctricas emitidas por los músculos durante la contracción y las interpreta como gestos o acciones, lo que permite un manejo más intuitivo de estas piezas sintéticas. El dispositivo tiene una opción de ensamble rápido y sencillo a lo que sería el muñón que lo hace posible a acoples integradas a esta.

Durante la proyección del mecanismo se tuvieron en cuenta diversos factores como la asequibilidad de este, la funcionalidad deseada, la estética o la adaptabilidad del usuario a la prótesis. Cada uno de estos factores anteriormente mencionados son desarrollados en los apartados posteriores al diseño, cumpliendo su función como orientadores hacia el prototipo ideal, generando no solo restricciones, sino también requerimientos, tanto en el aprendizaje necesario para llevar a cabo el diseño y simulación de la prótesis como para los elementos que compondrán la prótesis misma. En aras de cubrir estas requisitos este trabajo desarrolla un estudio del problema a nivel mundial y local, siguiendo con la definición del concepto de lo qué es una prótesis, cuál es su historia, qué tipos de prótesis existen, cuál es la tecnología actual en el

mercado, cómo se mueve la mano, qué es lo que permite que la mano se mueva de esta forma, qué o se necesita para replicar el movimiento de una mano humana, los materiales y softwares a utilizar, qué y cómo se realizó el proyecto, discusiones y conclusiones del mismo.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los seres humanos realizan múltiples y muy variables actividades durante el día a día, que van desde acciones básicas que mantienen la vida como cazar, cocinar, comer u otras que construyen el funcionamiento de este como individuo dentro de una sociedad tales como, trabajar, movilizarse, producir, entre otras, en el realizamiento de cada una de estas acciones solo se hace posible gracias a que el cuerpo humano cuenta con extremidades que aportan en gran medida el sentido locomotriz del mismo, permitiendo ejecutar todo tipo de movimientos que, como se menciona con anterioridad, constituyen desde acciones básicas que aportan a la supervivencia del mismo hasta otras que lo ayudan a integrarse como parte de la sociedad. También hay que resaltar que gracias a los mismos es posible llevar a cabo acciones totalmente naturalizadas del mismo, hasta el punto de convertirse muchas veces en frívolas e involuntarias como expresarse, agarrar, presionar, levantar objetos, sentir los mismos entre otras de la misma clase. Siendo tal la participación de las extremidades en la vida del hombre, se torna alarmante contemplar la idea de que estas se vean comprometidas de manera parcial o en su totalidad, siendo numerosos los peligros a los que están expuestas ya que hay una lista interminable de formas en las que, los brazos o las piernas, puedan verse afectados, lo cual supone un gran cambio en el estilo de vida de un ser humano, el cual (apelando a la mayoría) suele estar habituado a vivir su día a día con 2 brazos y 2 piernas. La organización mundial de la salud por medio del Resumen Informe mundial sobre la discapacidad 8 la población mundial en 2010,

declara que para el año del 2011 se estima que más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad; es decir, alrededor del 15% de la población mundial. Esta cifra es superior a las estimaciones previas de la Organización Mundial de la Salud, correspondientes a los años 1970, las cuales estimaban un total de aproximado del 10% de la población mundial de ese entonces. Además, Según la Encuesta Mundial de Salud realizada por la Organización Mundial de la Salud (2011), cerca de 785 millones de personas (15,6%) de 15 años y más viven con una discapacidad motriz, reduciendo de esta manera la funcionalidad de una o varias de sus extremidades, observándose de manera adicional que la mayoría de la población con este tipo de afección es joven. Realizando una comparación de estas cifras con las publicadas en el más reciente informe de la OMS emitido el 24 de noviembre del 2021 es posible evidenciar que más de mil millones de personas experimentan discapacidad motriz, cifra que corresponde aproximadamente al 15% de la población mundial de ese entonces, de esto se puede inferir que el número de personas con discapacidad aumenta vertiginosamente, lo que se explica, entre otras causas, por las tendencias demográficas y la creciente prevalencia de dolencias crónicas.

Analizando el punto de vista nacional, se evidencia por medio del reporte emitido por el ministerio de salud y protección social (2014) que en Colombia la enfermedad general, los accidentes y las alteraciones genéticas ocuparon los tres primeros como las causas de discapacidad más frecuentes en el país con porcentajes del 28,9%, 11,4% y 10,1% respectivamente. La tercera parte de la discapacidad en el país es generada particularmente por enfermedades crónicas y degenerativas, dada la prevalencia de discapacidad en personas mayores, siendo el movimiento de brazos, manos, piernas y cuerpo, la alteración permanente de mayor prevalencia en el país, presente en el 50% de la población con discapacidad registrada y caracterizada, cobra particular importancia el ordenamiento de medicamentos con fines

terapéuticos, desplazando a un segundo lugar el ordenamiento de los servicios de terapia física. Bajo este panorama, la prevención de las condiciones de salud vinculadas a la discapacidad es una cuestión de desarrollo. Analizando los datos y conclusiones emitidas en cada uno de los informes realizados por las entidades de salud tanto a nivel mundial, como a nivel nacional, es evidente que la reducción parcial o total de las funciones que realizan las extremidades superiores es un problema que padece un gran porcentaje de la población que cada vez va en aumento y que además se ve influenciado por diversos factores relacionados al estado de las condiciones socioeconómicas en las que se encuentra la persona que la padece, demostrando que la mayoría de ellas no posee acceso a tratamiento correcto para aplacar el daño en cuestión. Dado que las manos y los brazos son parte fundamental del cuerpo humano, y estas realizan principalmente las funciones que interceden del día a día, se plantea el desarrollo de una prótesis para extremidad superior que permita restaurar el movimiento y las demás funciones motrices.

¿Es posible diseñar un dispositivo económico que sustituya las funciones motrices de una extremidad superior comprometida?

Para dar respuesta a este interrogante, es imperante plantear a su vez otras variables que conforman el diseño final de la propuesta de solución, por ejemplo; ¿Cuál es el diseño propuesto para la etapa de control y el mecanismo del dispositivo?, ¿Cómo programar el código que permita establecer las funciones motrices del dispositivo?, ¿Es viable la funcionalidad del dispositivo de manera simulada? Ofrecer una respuesta a cada uno de los interrogantes aquí planteados corresponde a establecer los fundamentos sobre los cuales se basa la propuesta de solución al problema.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis transradial con movimiento articulado en la muñeca.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Diseñar la etapa de control y el mecanismo del dispositivo.
2. Programar código que permita establecer las funciones motrices del dispositivo.
3. Validar la funcionalidad del dispositivo mediante simulación.

JUSTIFICACION

Las extremidades poseen una importancia fundamental en el desarrollo del ser humano, especialmente los brazos, ya que no solo facilitan en gran medida realizar muchas de las actividades aparentemente comunes del día a día, también influyen en gran medida en la psiquis humana, otorgándole una perspectiva única de comprender y relacionarse con el mundo que ningún otro ser vivo no tendría. Por estas razones, enfrentarse con la pérdida de alguno o ambos miembros superiores puede suponer un desafío único, debido a todos los cambios forzosos que representa en la vida de una persona. Las estimaciones mundiales para las amputaciones totales y/o parciales de las extremidades superiores varían de 4-5 por 10.000 a 1 por 100 nacidos vivos. Ciertamente diversos factores inciden en la creación de una prótesis, variables como el largo relativo del muñón, el potencial de crecimiento, las funciones por suplir (especialmente la sensitiva), el sistema de generación de potencia, capacidad económica del paciente (factor

especialmente determinante a la hora de diseñar una prótesis), requerimientos de uso diario, el diseño estético y la repercusión que tiene en su desarrollo psicosocial son elementos que hay que tener en cuenta debido a los requerimientos y el impacto que generarán los mismos en la calidad de vida de la persona para la que será fabricada la prótesis. Actualmente por medio del desarrollo tecnológico existen múltiples dispositivos protésicos que destacan en los ámbitos de su comodidad, durabilidad y control. Sin embargo, los altos costes de obtención y mantenimiento hacen en muchos casos imposible acceder a estos. Estudios internacionales actuales evidencian que el uso de dispositivos protésicos eléctricos y/o mecánicos, en pacientes amputados, junto a programas de apoyo multidisciplinarios, aumentan la destreza en el manejo de la prótesis, mejorando su esquema corporal, lateralidad, coordinación bimanual y óculo-manual, motricidad gruesa y fina, al tiempo que desarrollan un adecuado ritmo y expresión corporal. De igual manera, las prótesis pueden facilitar la aceptación social o pueden ser útiles como herramientas para actividades especializadas. A fines de contribuir al mejoramiento de la calidad de vida y desarrollo de esta población, el siguiente proyecto tiene la finalidad de realizar un dispositivo protésico con movimiento articulado en la muñeca que sea capaz de cumplir con los requerimientos para los cuales es diseñado.

MARCOS DE REFERENCIA

MARCO TEORICO

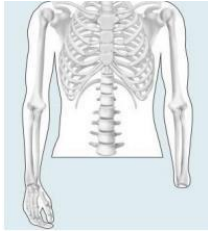

Las prótesis, según el diccionario médico (2010), se reconocen como: Sustitución de una parte del esqueleto o de un órgano por una pieza o implante especial, que reproduce más o menos exactamente lo que ha de sustituir. También se denomina de este modo a la pieza o implante artificial implantado en el organismo. En ortopedia, aparato que sustituye una extremidad que


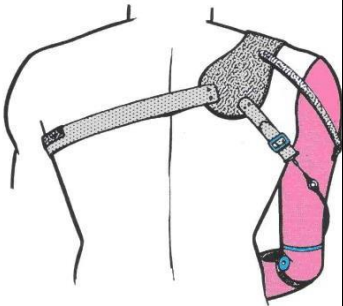
falta o una parte de la extremidad. Dichos dispositivos, a lo largo de su historia, han ido cogiendo más protagonismo, hasta el punto de llegar a ser robotizados y no, únicamente, algo estético, con la intención de mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones o malformaciones

Tipos de Amputaciones:

La amputación del miembro inferior es un evento con impacto en la vida del ser humano. Debido a la anti-naturalidad de este proceso que termina generando una limitación en la funcionalidad de quien lo sufre, además de las consecuencias psicológicas que conlleva perder un brazo, con todo esto es fácil deducir que la etapa post amputación no es un proceso fácil, siendo que existe una necesidad de apoyo en la familia, la medicina y la sociedad misma que les permita a los pacientes reingresar a la sociedad. El uso de un dispositivo ortopédico es una de las intervenciones trascendentes en la calidad de vida de estos pacientes, es posible afirmar que el uso de prótesis en la mayoría de las personas que padecen de una discapacidad articular motora (Ya sea una amputación o cualquier otro tipo de incidente que resultara en la pérdida de una extremidad) ayuda al aumento de la calidad de vida de estos en los ámbitos de salud, salud mental además de su reintegración en un rol social y laboral.

En el mundo, alrededor del 15 % de la población mundial (1000 millones de personas) padece algún tipo de discapacidad haciendo relación a la falta de una extremidad (brazo) se hace relación al 9%, entre 110 y 190 millones de personas tienen grandes dificultades para realizar alguna actividad. Es por ello, que existen estudios y avances relacionados con este tipo de discapacidad, de tal manera como se presentara a continuación lo más común y así mismo referenciar lo que con anterioridad ha dado “solución” a este tipo de discapacidad.

Tipo	Ilustración	Lo que se conoce:	solución	Ilustración
Amputación tranradial		<p>amputación que se realiza por medio del hueso del humero, (en medio del brazo). En este nivel de amputación el amputado conserva su hombro más no su codo.</p>	<p>La mayoría de los diseños de prótesis de miembro superior se caracterizan principalmente por permitir un solo movimiento que es el de flexión y extensión de los dedos, así como estar diseñados para ser accionados mecánicamente mediante tensores que simulan al ligamento retinacular</p>	

<p>Amputación Interscapulotorácica</p>		<p>amputación donde el brazo es removido en su totalidad junto a una parte del tórax</p>	<p>La prótesis pretende replicar las funciones de la articulación del codo y permite movimientos de flexión y extensión. En total, son 17 los músculos que cruzan el codo y se extienden hacia el antebrazo y la mano. La mayoría de ellos tienen la capacidad para influir en el movimiento de esta articulación. Los flexores principales de la</p>	
--	---	--	---	---

			<p>articulación del codo son el branquial y el bíceps branquial. El extensor principal de la articulación del codo es el tríceps branquial</p>	
--	--	--	--	--

Tabla 1. Tipos de amputaciones.

Fuente: Elaboración propia.

Biomecánica de la mano:

Mientras la evolución de la especie humana se desarrolla, a lo largo de toda la historia la conservación de la integridad de las extremidades toma un papel fundamental para establecer la supervivencia de la especie, recompensando con habilidad motriz y gran respuesta sensitiva con el entorno a aquellos ejemplares que las tenían de aquellos que no. Dentro de todos los elementos que conforman una extremidad superior la mano humana en conjunto con sus componentes macroscópicos y microscópicos le confieren al mismo una serie de ventajas que ninguna otra especie ha logrado conseguir. De esta forma, ser replicado por medio de una prótesis para aquellos que han de necesitarla, no es un trabajo difícil, por el contrario el entendimiento de la biomecánica, anatomía y el conjunto de los patrones funcionales de la mano que permiten al

hombre interactuar con el mismo además de su entorno, como también aquellos que estimulan funciones elementales como lo son la concavidad palmar que permite tomar y soltar objetos, movimientos de oposición que proporcionan la pinza y facilitan la manipulación de instrumentos de precisión, y actividades de destreza manual fina permiten adaptar una copia de está en un instrumento que puede ser catalogado como “determinante” para concebir la independencia humana.-- El arreglo anatómico de los componentes que la conforman le brindan gran capacidad adaptativa, siendo que, la correlación que guardan la estructura y funcionalidad de los mismos permite entender cómo se gestiona la mano durante su “trabajo”, como lo menciona Luis Amparo López (2012) en su artículo; *“La función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales, y que el compromiso de sus arcos longitudinales o transversales altera la morfología de la mano e implica la ruptura de un ensamblaje coordinado necesario para la realización de agarres de fuerza y de precisión”*.

La Mano:

La mano está compuesta por 27 huesos, más de 20 articulaciones y más de 30 músculos, lo que hace que en un área tan pequeña converjan tejidos blandos y duros al mismo tiempo, explicando el gran compromiso funcional ante lesiones traumáticas de este órgano. Estos explican la capacidad de tomar múltiples figuras en tiempos casi instantáneos. El radio y el cúbito, en el antebrazo; y los 8 huesos carpianos en el carpo (muñeca), los 5 metacarpianos en el metacarpo (palma) y las 14 falanges (huesos de los dedos), en la mano.



Ilustración 1. Vista anterior de la porción libre del miembro superior.

Fuente: Principios de anatomía y fisiología. 17ma ed, pp. 286.

La complejidad de la mano radica en los movimientos que puede realizar. Estos comienzan desde la muñeca la cual posee dos grados de libertad que son la flexo extensión en el plano sagital y la abducción-aducción en el plano frontal, por otro lado también posee cinco movimientos: la flexión, la cara palmar de la mano se acerca a la cara anterior del antebrazo; la extensión, la cara dorsal de la mano se acerca a la cara posterior del antebrazo; la aducción, el borde interno de la mano se acerca al borde interno del antebrazo; la abducción, el borde externo de la mano se acerca al borde externo del antebrazo; la combinación de estos movimientos permite la circunducción de la muñeca. Distalmente de la muñeca se encuentran 27 huesos divididos en tres grupos; el carpo, el metacarpo y los dedos los cuales conforman las fisiologías

de la palma y los dedos. De los dedos cabe resaltar las articulaciones metacarpo falángica de los dedos largos. Articulación de tipo condílea con dos grados de libertad: Flexión y extensión, Abducción y aducción, ubicadas en la cabeza de los metacarpianos.

Es posible dividir las zonas de la mano según la función que desempeñen y el rango del movimiento que éstas pueden llegar a tener, éstas zonas corresponden a: El pulgar, ya que gracias a la posición de este con respecto al resto de la mano permite llevar a cabo complejos movimientos dotando de gran funcionalidad a la mano, en conjunto con esta estaría la zona que B.Pizarro (2020) denomina como “gancho de precisión” conformada por los dedos índice y corazón (o medio) que permiten realizar tareas de las cuales se requiere exactitud en la interacción, por último se tendría la zona conformada por el anular e índice que es aquella que permite asegurar y dotar de firmeza cualquier movimiento de agarre, sujeción o arrastre realizado. Cada dedo posee un rango de movimiento en sus articulaciones delimitado, por ejemplo, al flexionarse, entre la palma de la mano y la falange proximal se puede llegar a mover un ángulo de 90° , entre la falange proximal y la medial hasta 110° , entre la falange medial y la distal hasta 45° , por último, el dedo angular puede llegar a formar hasta un ángulo de 40° mientras se ejerce el movimiento de abducción. En la siguiente ilustración se observan los rangos anteriormente descritos:

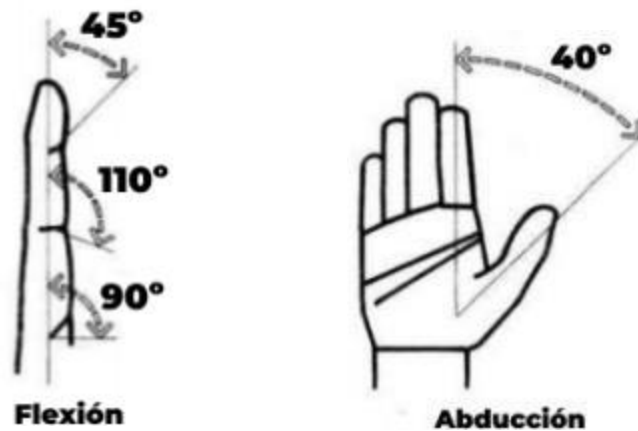


Ilustración 2. Rango y tipos de movimiento de los dedos.

Fuente: presaldisenio.files.wordpress.com

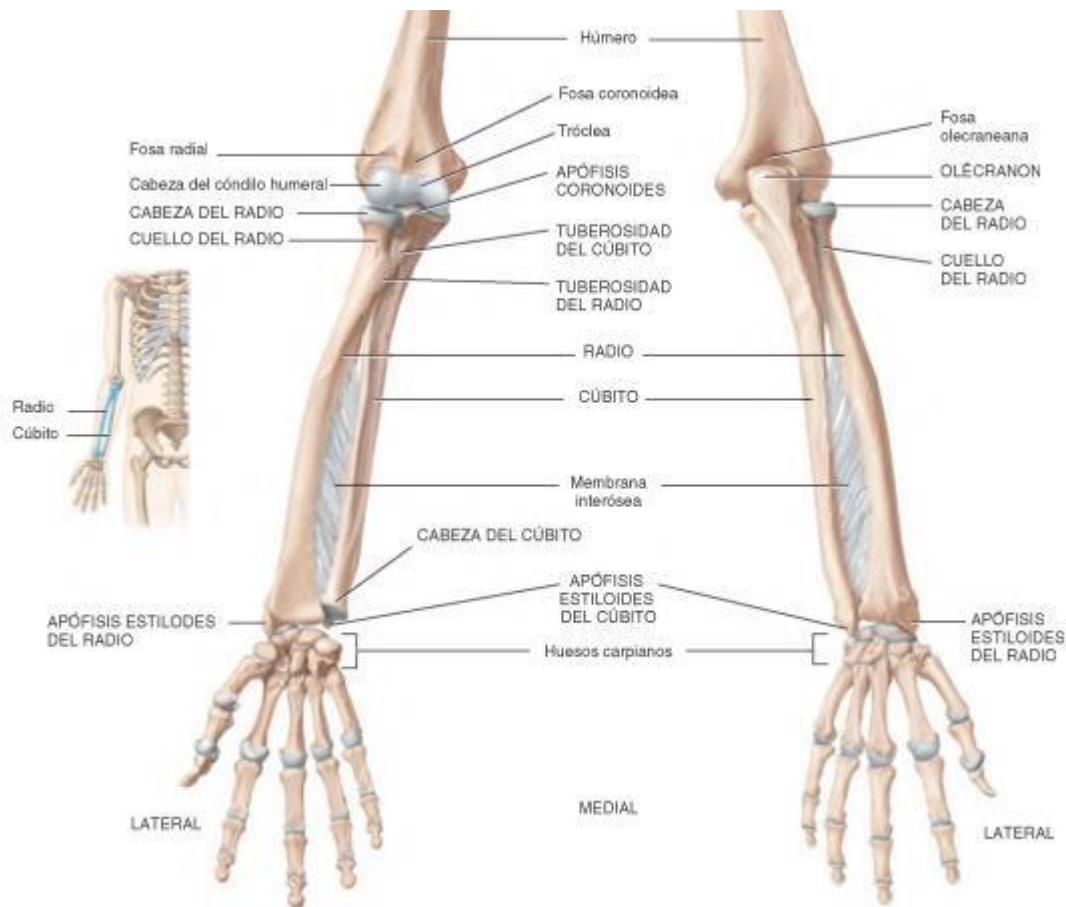
La muñeca:

La muñeca corresponde al conjunto de huesos, músculos y articulaciones que sirven de enlace o puente entre la mano y el antebrazo, siendo entonces un conjunto anatómico de especial importancia.

La muñeca es la región proximal de la mano y está formado por ocho huesos pequeños, los huesos carpianos, unidos entre sí por ligamentos. Las articulaciones entre los huesos del carpo se denominan articulaciones intercarpianas. Los huesos carpianos están dispuestos en dos filas transversales de cuatro huesos cada una; proximales y mediales. La fila proximal de huesos carpianos se articula con los extremos distales del cúbito y el radio para formar la articulación de la muñeca. Dentro de la muñeca entran en función las articulaciones intercarpianas de carácter sinovial (artrodia), excepto la articulación entre los huesos grande, escafoides y semilunar (medio carpiana), que es sinovial, las cuales ejecutan movimientos de deslizamiento más flexión, extensión, abducción, aducción y rotación leve de las articulaciones medio carpianas.

El antebrazo:

El antebrazo por otra parte está conformado únicamente por 2 huesos, los cuales se denominan cúbito y radio. El cúbito se localiza en la región medial del antebrazo (del lado del meñique) y es más largo que el radio, El radio es el hueso más pequeño del antebrazo y se localiza en la región lateral (lado del pulgar) del antebrazo. A diferencia del cúbito, el radio es angosto en su extremo proximal y se ensancha en su extremo distal. El cúbito y el radio se articulan con el húmero en la articulación del codo como se observa en la siguiente ilustración:



El cúbito y el radio se conectan entre sí en tres sitios. Primero, un tejido conectivo fibroso, ancho, plano, denominado membrana interósea, une los cuerpos de los dos huesos. Esta membrana también aporta un sitio de inserción para algunos tendones de músculos esqueléticos

profundos del antebrazo. El cúbito y el radio se articulan directamente en sus extremos proximal y distal. En el plano proximal, la cabeza del radio se articula con la escotadura radial del cúbito. Esta es la articulación radio cubital proximal. En el plano distal, la cabeza del cúbito se articula con la escotadura cubital del radio. Esta es la articulación radio cubital distal. La articulación radio cubital por sus enlaces anatómicos permite únicamente la rotación sobre su propio eje del antebrazo. Por último, el extremo distal del radio se articula con tres huesos de la muñeca: el hueso semilunar, el hueso escafoides y el hueso piramidal, para formar la articulación radiocarpiana (muñeca). Esta articulación radiocarpiana tiene una estructura sinovial (condílea) y realiza funciones de diartrosis, es decir, los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción e hiperextensión leve de la muñeca.

Historia de las prótesis:

Según diversos estudios, el origen de las prótesis dataría de la prehistoria, con sencillos palos de madera, aunque no se ha podido demostrar con certeza.

Se cree que la historia de las prótesis está fuertemente ligada a los inicios de la sociedad y la medicina, sin embargo, no es posible confirmar estos datos hasta la fecha debido a la falta de pruebas para esta afirmación, sin embargo, es posible evidenciar fuertes cambios en las tecnologías utilizadas a lo largo de la historia (Pizarro, 2021).

El hallazgo más antiguo encontrado, se remonta a entre los años 950 y 750 a.C., en el antiguo Egipto, en el que se realizó una prótesis de dedo gordo del pie, a partir de madera y cuero, con la idea de mejorar la estética del pie, y que el paciente no perdiese el equilibrio.



Ilustración 4. Primera prótesis encontrada.

Fuente: <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com>

Posteriormente, el próximo hallazgo se encuentra en la ciudad de Capua, en Italia. La cual data del año 300 a.C. y constituía la prótesis de una pierna realizada en una base de madera y recubierta con una aleación de hierro y bronce. Debido a los bombardeos realizados en la zona durante los eventos de la Segunda Guerra Mundial la pieza original se perdió.



Ilustración 5. Replica de la prótesis original encontrada en Italia.

Fuente: <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com>.

En el año 424 a.C., el historiador Heródoto ya escribía relatos sobre personas amputadas con prótesis. Plinio el Viejo, por su parte, escribió sobre la Segunda Guerra Púnica (218 a.C.) y la importancia que tenían ya estas piezas en las batallas, como el caso de Marcus Sergius, fue un general que dirigió a los ejércitos romanos contra los cartagineses. Este, durante la guerra sufrió grandes heridas en su brazo derecho, por lo que fue amputado y se le confeccionó un brazo de hierro.

En la edad media, debido a diversos factores sociopolíticos y culturales de la época, múltiples ciencias tuvieron una recesión fuerte frente al escenario oscurantista. Por lo tanto, durante la edad media, no se registran avances significativos en el campo de las prótesis, sin embargo, destaca el gancho de mano y la pierna de madera y metal, pero era algo de índole más estético. Normalmente este tipo de prótesis solo se aplicaban cuando algún soldado o burgués perdía una extremidad durante una batalla.

Este campo resurgió una vez llegó el Renacimiento, ya que la reforma en el sistema de pensamiento de la época benefició en gran medida el desarrollo de la ciencias, esto desembocó en una evolución en el desarrollo de las prótesis, pues cada vez se hacían más elaboradas, integrando sistemas que permitían realizar movimientos y dotaban de un valor funcional a estas herramientas las cuales eran utilizadas como implantes estéticos por los acaudalados de la época, cabe destacar que también se observan avances en los materiales aplicados, pues cada vez eran más amplios: hierro, cobre, acero y madera.



Ilustración 6. prótesis estética producida durante la edad media.

Fuente: <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com>.

Durante los siglos XVII y XIX, el desarrollo de este campo siguió avanzando, hasta el punto de que, gracias a un científico llamado Pieter Verduyn, se eliminó la necesidad de amputar por encima de las rodillas, pudiéndose hacer por debajo de esta, permitiendo así un nuevo enfoque en las prótesis de pierna.

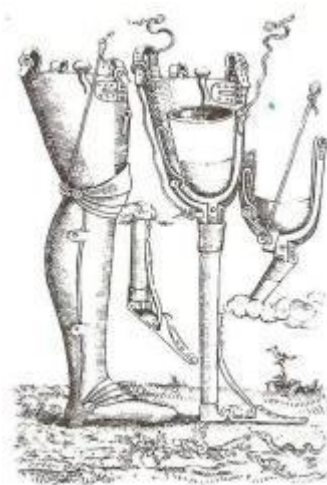


Ilustración 7. Esquema de una prótesis de pierna según las teorías de Pieter Verduyn.

Fuente: <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com>.

Ya en 1800, James Potts, creó una pierna de madera que agregaba la articulación de la rodilla (hecha de acero), y un pie, sin embargo, estas articulaciones en la prótesis estaban compuestas principalmente de tendones de tripas de gato.



Ilustración 8. prótesis de pierna diseñada por James Pott

Fuente: <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com>.

Desde un contexto más contemporáneo, el factor tecnológico juega un papel muy importante para las personas con discapacidad, pues esta le ha ayudado a generar nuevas alternativas para sus actividades diarias y para que esta población sea tenida en cuenta de forma prioritaria en la sociedad (Bautista, Cavanzo y Rojas. 2017). Se da especial importancia a la especialización y personalización de la prótesis tomando en cuenta el tipo de discapacidad específica, con el fin de aprovechar los recursos de software y hardware para enfocar las soluciones como nuevas alternativas que buscan recrear la experiencia del órgano perdido e incluso mejorarla. Los materiales utilizados en las bases de las prótesis modernas buscan impactar de manera positiva a

la economía y al ambiente, tratando de buscar un equilibrio entre estos logrado por medio del uso de la impresión 3D y sus respectivos polímeros sintéticos.

Tipos de prótesis:

Durante el diseño, desarrollo y construcción de una prótesis se relacionan diversos campos de la ingeniería como son la mecánica, electrónica, diseño de mecanismos, desarrollo de mecanismos, biomateriales, programación, integración del control conjuntamente con el interfaz hombre-maquina, entre otros, los cuales a medida que avanza la tecnología, evolucionan la manera de concebir las prótesis modernas utilizando una diversa cantidad de principios y elementos que hacen de estos dispositivos biomédicos cada vez más eficaces y eficientes dependiendo del tipo de labor para las que se dispongan, dentro de las cuales es posible destacar; prótesis estéticas, prótesis mecánicas, prótesis eléctricas, prótesis híbridas y prótesis neumáticas.

Tipos de Prótesis	
Tipo	Propiedades Principales
Estéticas	Las prótesis estéticas, conocidas como prótesis pasivas, no tienen movimiento y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado
Mecánicas	Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con las funciones básicas como la apertura y cerrado de la mano, controlados por medio de un arnés que se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo. Solo

	<p>pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo</p>
Eléctricas	<p>Las prótesis eléctricas se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-controles, pulsantes o interruptores, su principal desventaja es su reparación, su alto costo y su exposición a ambientes hostiles, así como también su peso. Dentro de estas destaca un subgrupo el cual es ampliamente utilizado en la actualidad las cuales son las prótesis mioeléctricas son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la obtención de señales musculares las mismas que son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis</p>
Híbridas	<p>Combinan la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Este concepto es ampliamente utilizado en las prótesis transhumerales, donde por lo general el codo es accionado por el cuerpo y el dispositivo terminal es de accionamiento mioeléctrico.</p>
Neumáticas	<p>Las prótesis neumáticas hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor</p>

	<p>que contiene algún ácido carbónico, su ventaja principal es proporcionar una gran fuerza y rapidez de movimientos; sus desventajas principales son los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento ya que representan un riesgo para la salud del usuario, además de ser de tamaños considerable, poseen complicaciones durante el mantenimiento de sus piezas y accesorios.</p>
--	--

Tabla 2. Tipos de prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

Debido a que se desea realizar una prótesis mioeléctrica, fue necesaria la caracterización de este tipo de prótesis para una vez identificados sus principales elementos que la conforman, desarrollar un análisis de estos con el fin de facilitar la elección de los componentes y materiales que se utilizarán en la misma. Siendo entonces que las prótesis mioeléctricas ofrecen ventajas en la apariencia, el aumento de la fuerza de pinza, facilidad de operación, y la ausencia de arnés, también tienen alimentación externa y deben ser recargadas periódicamente. Se debe aprender a aislar señales musculares lo que es tedioso e implica múltiples fases de procesamiento, los movimientos complejos que requieren articulación simultánea en los dedos, la muñeca y el codo no pueden ser posibles.

Mecanismos de la prótesis:

Se entiende como mecanismo todos aquellos elementos, herramientas, componentes o dispositivos que utilizan el movimiento generado por una fuerza de entrada, para convertirlo en trabajo de salida. En el caso puntual de las prótesis, estos elementos corresponden a aquellos que le confieren la movilidad a la prótesis y replican la función de las articulaciones, tendones y

falanges del brazo humano. Cabe resaltar que dentro de un mismo dispositivo puede haber múltiples mecanismos funcionando en conjunto, precisamente esto permite un desarrollo eficiente y preciso de los movimientos a realizar. El funcionamiento de la prótesis puede ser descrito en diversas etapas o procesos que deben realizar los elementos que lo conforman antes de generar el movimiento final, conformando así el mecanismo principal de la prótesis que consiste en una etapa de energía que proveerá de potencial eléctrico a todos los dispositivos de la prótesis, una etapa o sistema de adquisición y procesamiento de la señal mioeléctrica proveniente del cuerpo humano, la etapa de accionamiento la cual está encargada de proveer de potencia mecánica por medio de los actuadores a la prótesis una vez se haya realizado el procesamiento de la señal mioeléctrica. Como se observa en la siguiente imagen:



Ilustración 9. Mecanismos de actuación de la prótesis.

Fuente: Mecanismos de Transmisión y Actuadores Utilizados en
Prótesis de Mano. Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM, pp.

335–345.

Sensores y actuadores:

Las prótesis Mioeléctricas utilizan señales neuronales de los músculos residuales para operar los motores alimentados por batería en la prótesis, sin embargo, las prótesis mioeléctricas por falta de control intuitivo proporcionan retroalimentación sensorial limitada.

Para el correcto funcionamiento de la prótesis mioelectrica será necesario la articulación de múltiples elementos que permitan la recolección, amplificación y procesamiento de estas señales mioelectricas, además de otros que permitan el movimiento, prensión y replica de la mano mecánica a desarrollar, por esto se destacan 2 tipos de tecnologías que cumplirán esta función: Los Sensores y Actuadores.

Tipos de sensores	
De fuerza	<ul style="list-style-type: none"> • Piezorresistivos: aquellos que varían su resistencia eléctrica al ser accionados. Estos a su vez se pueden subdividir por el tipo de conducción en: <ul style="list-style-type: none"> a) Piezorresistores: variación de la resistividad a la aplicación de esfuerzo. b) Galgas Extensiométricas: resistencia varía dependiendo de la geometría. c) Dispositivos de Percolación: partículas en un sustrato que, al chocarse, producto de un esfuerzo en el material compuesto, produce una variación en la resistencia. d) Dispositivos de Túnel Cuántico: Similar a los de compuestos de percolación, con la diferencia que

	<p>las partículas son puntiagudas y basta con que se acerquen lo suficiente para generar caminos de conducción.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Piezoeléctricos: aquellos que al aplicarles esfuerzo generan un voltaje. • Capacitivos: aquellos que al presionarlos varían su capacitancia. • Ópticos: aquellos que, al deformar el conductor de luz, afectan la intensidad de llegada de ésta a la foto receptor.
De posición	<ul style="list-style-type: none"> • De efecto Hall: variación del voltaje en los terminales de una placa, por acción de un campo magnético externo, que es atravesada por una corriente de extremo a extremo. • De contacto (potenciómetro): variación de la resistencia con respecto al movimiento del eje o mecanismo central. • Encoder: la luz llega al foto receptor en forma de pulsos debido al giro de un disco con ranuras acoplado al eje del motor.
Electromiográficos	<p>Detectan las señales musculares, entre 5 a 200 uV, mediante electrodos; los hay comerciales, y de investigación y desarrollo. En este punto cabe señalar otra alternativa para detectar señales musculares, la cual está presente en la prótesis Hackberry con su sensor infrarrojo.</p>

Tabla 3. Tipos de Sensores.

Fuente: Elaboración propia.

Tipos de Actuadores	
Motores Aquí tenemos los motores DC con y sin escobillas, los Servomotores. y los micromotores de paso.	Actuadores Inteligentes aleaciones con memoria de forma, ejemplo: nitinol (Ni-Ti), que se contraen o estiran dependiendo de una señal eléctrica que las atraviesa

Tabla 4. Tipos de Actuadores.

Fuente: Elaboración propia.

Procesamiento de señales:

Así mismo las prótesis mioeléctricas son activadas por medio de la captación de las señales mioeléctricas que se forman por la conjunción de los potenciales de acción que se generan al contraer el músculo. De esta forma las señales mioeléctricas serán detectadas por los sensores, pero estas necesitan experimentar una fase de acondicionamiento y procesamiento para que puedan ser utilizadas durante la manipulación de la prótesis. Para lo cual el siguiente esquema ilustra las fases típicas de un sistema de procesamiento de señal:



Ilustración 10. Fases para el procesamiento de una señal mioeléctrica.

Fuente: Elaboración propia.

Un sistema básico para el registro de las SME, esta parte de instrumentación consta de cuatro etapas. La primera etapa es la pre-amplificación, nos va a permitir amplificar las pequeñas SME. La segunda etapa es el filtrado para depurar la información de la SME debido a que se presenta ruido ya sea por interferencias en el ambiente (como la red eléctrica de 60 Hz, la transmisión de radio y televisión, lámparas, etc.), el movimiento de cables (es el movimiento de la conexión en la captura de la señal con el circuito) y de señales biológicas (como señales procedentes de otros músculos y la señal ECG). La tercera etapa es una amplificación final para ajustar el nivel de la señal a un valor deseado; y finalmente, la etapa de rectificación de media onda para evitar tener los componentes negativos y tener solo los componentes positivos de todos los potenciales de acción de las unidades motoras. Posteriormente durante la cuarta etapa está el proceso de rectificación que va dejar pasar los valores positivos de las señales mioelectricas para que en el último bloque pueda ser procesada la señal mioelectrica por medio de algún método de procesamiento como el método TKEO.

La mayoría de los diseños de prótesis de miembro superior se caracterizan principalmente por permitir un solo movimiento que es el de flexión y extensión de los dedos, así como estar diseñados para ser accionados mecánicamente mediante tensores que simulan al ligamento retinacular, al tensarlos. En el mercado dispositivos que facilitan en gran medida esta actividad como la MyoArmband. Este tipo de brazaletes que pertenecen a la tecnología de los

denominados “wearables” permite mayor flexibilidad para el usuario. Las señales se pueden transmitir inalámbricamente vía Bluetooth de manera inalámbrica a dispositivos con esta función como teléfonos inteligentes y computadores, adicionalmente se tiene la ventaja de tener integrada una unidad de medición inercial que tiene varios grados de libertad que permite asociar los movimientos a las señales mioeléctricas.

Hand: Es una prótesis diseñada para personas con amputación transcarpal, es decir, el individuo ha sufrido la pérdida de sus dedos, eso implica la movilidad de su muñeca en movimientos como pronosupinación (rotación de la muñeca) y flexión/extensión de la muñeca que permite accionar el mecanismo de funcionamiento.

HAND RADIAL Flexy-Hand 2: Es la mano con mayor cercanía anatómica y estética a la mano real entre todas las prótesis analizadas. Está diseñada para amputación transcarpal al igual que la prótesis Hand. La Flexy-Hand 2 es una versión de prótesis que ha pasado por su segunda etapa de diseño con el fin de mejorar estéticamente y brindar más comodidad para el usuario.

FLEXY HAND 2 Cyborg Hand: es una prótesis que al igual que las anteriores diseñada para amputación transcarpal, da movilidad a la muñeca y permite accionar el mecanismo, los elementos de armado son pernos comunes. Por lo general se utiliza latex con el fin de brindar a la prótesis la rugosidad necesaria para el agarre sin deslizamiento y estética.

CYBORG HAND ADA Robotic Hand: está diseñada para amputación transradial o desarticulación de muñeca, trabaja con tensores, pero su accionamiento es electromecánico, dado que los tensores son halados por servomotores que se ubican en la palma de la mano. Tiene el menor número de elementos de impresión (cada dedo es un solo elemento y la palma). Esta prótesis fue desarrollada por Open Bionics, de todas las prótesis analizadas es la más avanzada, lo que hace que su coste final sea el más elevado.

MARCO CONCEPTUAL

Amputación: Consiste en cortar y separar enteramente del cuerpo un miembro o porción del él. Por lo cual una amputación supone una pérdida de una extremidad (RAE, 2001).

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

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

Grado de libertad: Cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior. Es decir, que por cada articulación se suma un grado libertad articulado con la funcionabilidad del dispositivo, Cuanto más complicado sea el movimiento, más grados de libertad serán requeridos. Para localizar el elemento terminal de la mano en cualquier punto y para orientarlo en un volumen de trabajo, son requeridos seis grados de libertad. Si el brazo manipulador necesita evitar obstáculos u otras cosas, son necesarios más grados de libertad.

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

mecanismo de gran complejidad y utilidad. Además, está íntimamente relacionada con el cerebro, tanto en la evolución de la especie como en el desarrollo del individuo.

Prótesis: Según la Norma ISO 8549/1, una prótesis se define como cualquier aparato externo para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente, o como cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo humano. Igualmente, una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto.

Servomotor: Un servomotor es un dispositivo pequeño con un eje de salida, el cual puede colocarse a diferentes posiciones angulares específicas a través del envío de una señal codificada al servo. Mientras que la señal codificada exista en la línea de entrada, el servo va a mantener la posición angular del eje. Una vez que la señal codificada varíe, la posición angular del eje también cambia.

Sistemas de control: Un sistema de control es una interconexión de componentes que forman una configuración del sistema que proporcionará una respuesta deseada. La base para el análisis de un sistema es el fundamento proporcionado por la teoría de los sistemas lineales, que supone una relación entre causa y efecto para sus componentes.

MARCO LEGAL

El marco legal internacional contiene en general planteamientos específicos en relación con los derechos de las personas con discapacidad, y señalan deberes del Estado y la sociedad para ellos. Así mismo, se trazan lineamientos de acción para tomar medidas preparatorias en 20

relación con la discapacidad, brindar atención y generar condiciones de integración social y superación de cualquier forma de discriminación.

Estas normas internacionales, no tiene carácter obligatorio, pero si representan compromisos de los Estados de cumplir y desarrollar internamente, a través de su legislación, los principios y lineamientos contemplados en aquella. (DANE, 2017)

Nombre de decreto ley	Entidad de aplicación	Contenido (detalle relevante)
Ley 100 de 1993	Congreso de la República de Colombia	El Sistema de Seguridad Social en Colombia
Resolución 1319 de 2010	Ministerio de salud y protección social	Manual de las buenas prácticas de manufactura para la elaboración y adaptación de dispositivos médicos sobremedida de prótesis y ortesis ortopédica externa y otras disposiciones.
Resolución 2968 de 2015	Ministerio de salud y protección social	Requisitos sanitarios que deben cumplir los establecimientos que elaboran y adaptan dispositivos médicos sobre medida de tecnología ortopédica externa ubicados en el territorio nacional
Ley 9 de 1979	Congreso de la República de Colombia	da los lineamientos generales necesarios para preservar,

		restaurar o mejorar las condiciones necesarias en lo que se relaciona con la salud humana; también reglamenta actividades y competencias de salud pública para asegurar el bienestar de la población.
Ley 361 de 1997	Congreso de la República de Colombia	Aborda un espectro amplio de derechos, servicios públicos y responsabilidades estatales privadas y sociales en relación con las personas de discapacidad.
Norma ISO 14000	Organización Internacional de Normalización	Regula todo lo relativo a los Sistemas de Gestión Ambiental
Decreto 4725 del 2005	Congreso de la República de Colombia	Reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano.
Decreto 3275 del 2009	Congreso de la República de Colombia	Establece los requisitos que deben cumplir los dispositivos médicos sobre medida para su uso, prescripción, elaboración, adaptación y comercialización.

Tabla 5. Marco legal.

Fuente: Elaboración propia.

METODOLOGIA

Diseño

En primera instancia se recurre a la investigación exploratoria con el fin de definir en qué medida se presenta el problema en la población mundial, además de cómo y/o por qué puede ser el resultado del proyecto una solución competente al problema. Para ello se recurre a datos, artículos científicos y recursos debidamente verificados o que pertenezcan a la Organización Mundial de Salud en conjunto de sus colaboradores con el fin de que sea información veraz congruente con lo observado en el mundo. Cada uno de estos contenía una estimación de la cantidad de personas que padecen la discapacidad, además de los causales un porcentaje que describe el grado en el cual genera la discapacidad cada causal, así como la región en la que se realiza el muestreo, además de esto se tomaron como referencia datos realizados en un intervalo de hace 10 años para ser contrastados con los datos actuales. Posterior a esta investigación el siguiente paso fue la realización de un análisis del mercado, así como también de las más recientes innovaciones tecnológicas con el fin de conocer si se había trabajado con anterioridad dispositivos que por su similitud, utilidad o función resulte oportuno conocer para el desarrollo del equipo. Este diseño tiene como principal énfasis factores como fuerza, material, estética, peso, costos, disponibilidad entre otros. Lo que se quiere lograr con cualquier tipo de diseño es cumplir y suplir las necesidades de su destinatario (en este caso a la persona del común que padece una discapacidad) y esto solo se logra entendiendo completamente su entorno, entendiendo su impacto no solo desde la funcionalidad del dispositivo, sino también desde el punto de vista psicológico y social.

Una vez recopilada la información anteriormente mencionada se procede a el desarrollo y diseño del dispositivo, el cual estará dividido en las siguientes fases:

1. Fase 1 o Estado de Arte: Reconocimiento del panorama referente a los avances tecnológicos actuales relacionados de alguna forma con el proyecto, en el cual se pretende contextualizar, clasificar y categorizar la información obtenida estableciendo comparaciones con los diversos conocimientos paralelos a este, concluyendo en nuevas alternativas de estudio para el problema tratado.
2. Fase 2 o Clasificación: Se depura la información obtenida y se determina que parte será utilizada para la consecución de los objetivos propuestos. Así como también se fundamentan las bases teóricas de lo que será el producto.
3. Fase 3 o Planificación: Concepción preliminar de cómo se espera sea el producto final, este proceso incluye la investigación de los materiales a utilizar, se detallan el funcionamiento e interfaz del mismo, de que medios externos dispondrá para el cumplimiento de sus funciones, proyección del tiempo de vida, boceto estructural del producto, así como también optimización de los costos para su desarrollo.
4. Fase 4 o Desarrollo: Se diseña un prototipo con base a la información recopilada en la fase de planificación que será puesto a prueba en un entorno controlado con el fin de verificar que cumpla con los objetivos propuestos.
5. Fase 5 o Evolución: Corrección de los errores del prototipo y aditamentos que este utilice para su correcto funcionamiento, así como implementación de las mejoras que faciliten su utilización.

Materiales y métodos

Una vez comprendido el principio de funcionamiento de las prótesis mioeléctricas, además de los principales requerimientos para fabricar las mismas, se realiza la revisión documental de diversos materiales que pudiesen ser viables para la fabricación de la prótesis mioeléctrica transradial, concluyendo que eran necesarios:

Polímeros para la fabricación:

Recientemente es tendencia la fabricación de todo tipo de dispositivos y herramientas utilizando impresoras 3D, este tipo de instrumentos utilizan en su mayoría polímeros ya que ofrecen múltiples ventajas, además de una diversa cantidad de procesos de fabricación.

Como sucede con otros materiales, cada día se investigan nuevos polímeros para ser utilizados en la fabricación objetos como materias primas, de igual manera hay muchos otros que se empiezan a utilizar. Los mas utilizados dentro de la industria corresponden a; tereftalato de polietileno modificado con glicol (o PETG), acrilonitrilo butadieno estireno (o ABS), ácido poliláctico (o PLA), Polipropileno, Poliuretano y Nylon. Siendo los 3 primeros mencionados, tanto el PET/PETG, el ABS, como el PLA, los más utilizados.

Dentro de los polímeros, también encontramos una serie de ventajas y desventajas que se obtienen al utilizarlos que pueden ser útiles a la hora de decantarse por uno u otro material. En la tabla a continuación se reflejan las principales ventajas y desventajas que ofrecen estos compuestos con respecto a otros:

Ventajas	Desventajas
Materiales fáciles de procesar.	Tamaño de piezas limitado, debido al tamaño de las impresoras.
Materia prima barata.	Bajo acabado superficial.
Materiales muy conocidos y estudiados, siendo una ventaja a la hora de trabajarlos.	Baja capacidad de realizar series largas.
Existencia de gran cantidad de aditivos (30-40 tipos).	Durante la fabricación los plásticos pueden llegar a contaminarse.
Permiten modificaciones para conseguir nuevas propiedades.	Una vez que han sido reciclados dichos polímeros, no se pueden utilizar para envasar productos de consumo humano.
Densidad muy baja.	Existen gran cantidad de plásticos que actualmente no se pueden reciclar.
Resistencia a la corrosión.	Son fuertes absorbentes del agua, lo que los convierte con el tiempo en materiales quebradizos.
Mucha materia prima disponible.	Requieren de condiciones cuidado y de almacenamiento especiales debido a que algunos pueden resultar delicados.

Tabla 6. Cuadro comparativo de ventajas y desventajas de los polimeros para la fabricación

3D.Elaboración propia

Gracias a sus propiedades los polímeros han podido utilizarse en diversos campos e industrias de manufactura hasta la fecha, como los son los automóviles, la odontología (férulas dentales), la medicina regenerativa (utilizándose en discos de la columna vertebral), el calzado y la ortopedia (fabricando las suelas y plantillas de los propios zapatos) y finalmente el sector de maqueado y prototipado donde su uso para la prueba o testeo de prototipos y/o dispositivos representa la mayoría de sus usos, a continuación se especifican las propiedades de cada uno de los materiales anteriormente mencionados.

- PLA: Dentro de los polímeros más utilizados en la impresión 3D, encontramos que el PLA (o también conocido como ácido poliláctico) es uno de ellos, y esto, es debido en gran parte a dos de sus características, tanto por su temperatura de fusión de entre 200 y 215°C y por su calidad de impresión, que sería la más elevada de todos los polímeros.

Además, este material es dimensionalmente estable, por lo que no es necesario una cama con calefacción, y se puede conseguir un acabado superficial superior al del ABS. Este polímero trabaja mejor en la máquina a temperaturas bajas, para así ofrecer productos y piezas más fuertes y resistentes. También hay que tener en cuenta que es un material relativamente barato, y que es muy sencillo conseguirlo en forma de filamentos. En cuanto a sus características más generales y en relación a la fabricación aditiva, el PLA presenta las siguientes:

- Temperatura de impresión de entre 190 y 220°C.
 - Resistencia mecánica baja.
 - Bajo punto de fusión, de entre 200 y 215°C.
 - Contracciones bajas entre capas.
 - Bajo impacto en el medio ambiente.
 - Resistencia a factores externos.
 - Postprocesos complejos.
- ABS: Este material se caracteriza, básicamente, por su gran resistencia, tanto a impactos como a altas temperaturas, ya que, en comparación con el PLA y el PET, tiene la mejor resistencia térmica (< 100°C). El ABS, además tiene una gran característica, y es que permite imprimir y realizar trabajos sobre una pieza ya impresa. Pero, por el

contrario, tiene una gran desventaja, y es que a la hora de trabajar con el desprende gases nocivos, lo que no permite la presencia de usuarios/trabajadores en torno de las impresoras. En el momento de iniciar el proceso, la cama caliente debe estar en torno a los 100-110°C y, por otro lado, la temperatura óptima de extrusión, es decir, a la que ha de salir el material por la boquilla, debe ser entre 210 y 250°C. Si se quiere trabajar con ABS, hay varias características que presenta, tanto positivas como negativas, que se deben de tener en cuenta:

- Resistencia mecánica alta.
 - Alto punto de fusión.
 - Contracciones altas entre capas.
 - Alta resistencia a factores externos.
 - Post procesos sencillos.
 - Produce gases nocivos.
- PET/PETG: El PET o el PETG, son plásticos muy similares, pero la diferencia entre ellos es que el PETG contiene una sustancia, conocida como glicol, que permite utilizar este polímero para envasar alimentos y bebidas. Ya que dicha sustancia hace que el PETG sea más impermeable y absorba menos humedad que el PET. Estos polímeros tienen diversas propiedades que lo permiten ser de los materiales más utilizados en la impresión 3D, pero sin duda, lo que les diferencia es que son muy resistentes a diferentes aspectos, como pueden ser: la corrosión, los impactos, la temperatura, e incluso, a los agentes químicos. A parte de dichas resistencias, estos tipos de plásticos tienen otro tipo de características, que hacen que sea tan usable hoy en día:
 - Temperatura de impresión entre 230 y 250°C.

- Resistencia mecánica alta.
- Bajo punto de fusión.
- Contracciones elevadas entre capas.
- Post proceso sencillo pero peligroso.
- Gran resistencia al desgaste.

- Nylon: Este polímero es un material que se está utilizando cada vez más ampliamente en el sector de la fabricación aditiva. Además, es un material que nos ofrece diversas opciones a la hora de trabajarlo, el problema, es que este material es uno de los más complejos de trabajar, ya que presenta varios inconvenientes. Es un material, que le cuesta adherirse a la cama de la impresora, por lo que puede implicar resultados no deseados, incluso provocar el warping (agrietamiento). También, es un material que puede llegar a coger humedad fácilmente, por lo que previamente a la impresión, se le suele hacer un secado en horno durante 3 o 4 horas. En cambio, tiene ciertas propiedades que hacen que sea un polímero cada vez más frecuente, y es que, es muy resistente, poco viscoso, muy resistente a la temperatura, y presenta varias modificaciones que le aportan flexibilidad, transparencia y otras cualidades. En cuanto a sus mayores ventajas, a parte de las ya mencionadas, el nylon presenta:

- Larga vida útil.
- Gran flexibilidad.
- Buena resistencia a fatiga.
- Buena resistencia al impacto.
- Buenas propiedades mecánicas.

- Polipropileno: Este plástico, a pesar de tener buenas propiedades de moldeo y buenas características térmicas, es un material que no se está llegando a utilizar ampliamente en la fabricación 3D y esto es debido a los ciertos factores como, que de la misma manera que el nylon, no se adhiere bien a la base y tiene una gran contracción entre capas. A causa de lo anterior, hay que estar controlando constantemente la temperatura de todo el proceso. Aun así, se está empezando a investigar y a utilizar un filamento con base polipropileno, que es mucho más imprimible. Además, este polímero, también presenta una gran cantidad de ventajas a la hora de utilizarlo, como son:

- Material económico.
- Buena resistencia a agentes externos.
- Buena resistencia a fatiga.
- Buena resistencia al impacto.
- Excelente aislador eléctrico.
- Materiales flexibles: Estos tipos de polímeros se están empezando a utilizar ahora, por lo que son relativamente nuevos y no hay mucha información acerca de ellos.

Lo que se sabe, es que están formados en parte por dos tipos de polímeros, que pueden ser o Elastómero Termoplástico (TPE) o Poliuretano Termoplástico (TPU).

En cuanto a sus características de impresión, hay que tener en cuenta que son prácticamente las mismas que se aplican al PLA, pese a que estas pueden variar en función de un requisito, y es que depende de la rigidez que se quiera conseguir en el material. Por último, hay que tener en cuenta el mayor inconveniente presente en

estos polímeros, y es que es un material que, debido a sus propiedades de flexibilidad, viscosidad, suele obstruir la extrusora, provocando así una serie de desventajas como pueden ser: reparación de la maquinaria, cambio de piezas, paros en los procesos de producción.

Habiendo realizado la investigación y comparación de las propiedades principales de cada uno de los materiales anteriormente mencionados se escoge el filamento PLA o ácido poliláctico debido a las principales ventajas que presenta contra los otros como lo son su disponibilidad, propiedades químicas y físicas, precio, maleabilidad, entre otras. Esto solo en caso de que en futuras investigaciones se pueda realizar la impresión y ensamble de las piezas que conformaran la prótesis.

Actuador escogido para el diseño de la prótesis:

Existen múltiples tipos de actuadores como se observó con anterioridad, para este caso específico se pretende dar uso a los servomotores, los cuales gracias a su versatilidad son ampliamente utilizados en múltiples proyectos, no solo en prótesis, lo que facilita el acceso a estos ya que están ampliamente difundidos en el mercado y precisamente eso les otorga una excelente variabilidad en el aspecto de sus características técnicas como lo son su tamaño o torque total que son capaces de ofrecer.

Para la elaboración de esta prótesis se decantó por 2 modelos de servomotores producidos en masa por la marca TowerPRO, estos son el servomotor MG995 y el servomotor MG90, la tabla a continuación se resumen las características técnicas de cada servomotor:

Tabla 7. Especificaciones técnicas del servomotor MG90

Fuente: Datasheet del servomotor escogido.

Servomotor MG90

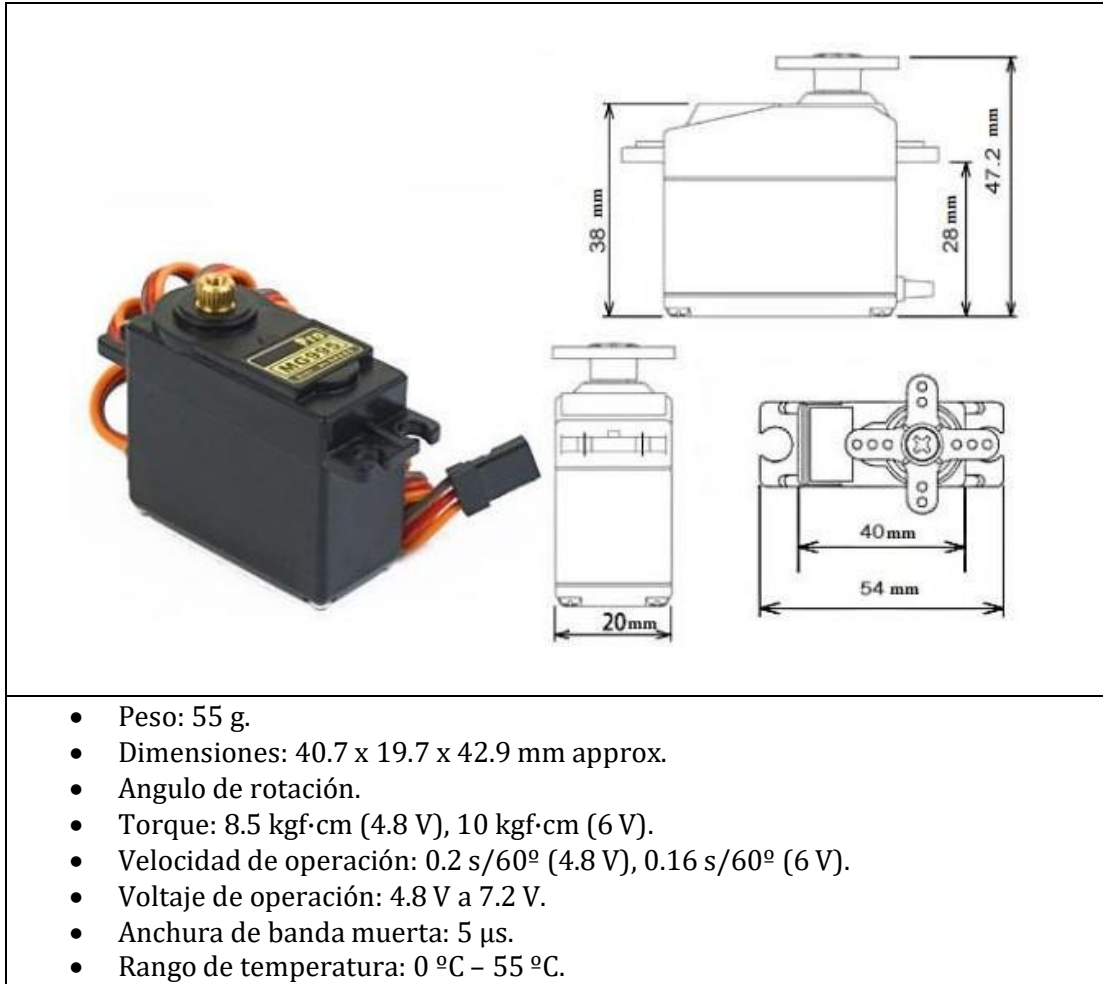


- Peso: 13,4 g.
- Dimensión: 22,5 x 12 x 35,5 mm.
- Par de torsión: 1.8 kgf · cm (4.8V), 2.2 kgf. cm (6.0V).
- Velocidad de funcionamiento: 0,1 s / 60 grados (4.8V) – 0.08 s/ 60 grados (6.0V).
- Tensión de servicio: 4,8V – 6.0V.
- Anchura de banda muerta: 5 μ s.
- Rango de temperatura: 0 °C – 55 °C.

Tabla 8. Especificaciones técnicas del servomotor MG995.

Fuente: Datasheet del servomotor escogido.

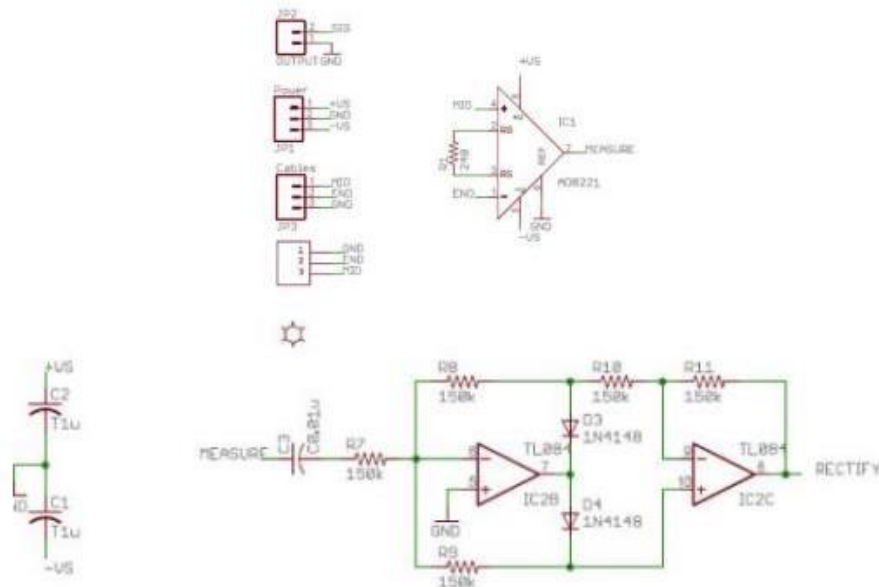
Servomotor MG995



Adquisición y filtrado de la señal:

Existen múltiples plataformas y sensores capaces de captar una señal mioeléctrica, sin embargo, entendiendo que el movimiento realizado por la mano dependerá en gran medida de la precisión de la señal emitida por el componente sensor escogido, se hace evidente que para el funcionamiento deseado de la mano es necesario utilizar una SHIELD que no solo adquiera la señal apoyada de electrodos, sino que también sea capaz de filtrarla y acondicionarla para que sea posible su procesamiento, en este orden de ideas es competente elegir la SHIELD e-Health sensor.

La shield e-Health sensor es una montura para sistemas embebidos como Arduino y Raspberry Pi desarrollada por Cooking Hacks (2017) la cual permite el procesamiento de 10 diferentes sensores biométricos como: pulso, saturación de oxígeno en la sangre, respiración, temperatura, electrocardiograma ECG, glucosa en la sangre, respuesta galvánica de la piel, presión sanguínea y electromiografía EMG. Esta shield resulta especialmente idónea ya que la información generada puede ser usada para el monitoreo en tiempo real del estado de una persona, lo cual provee un medio interesante por el cual se podría renfocar el proyecto en caso de que se busque mejorar, sin embargo, dicha plataforma no cuenta con ningún certificado médico por lo tanto no puede usarse para un diagnóstico médico de manera profesional en un entorno clínico pues no tiene la precisión requerida para el caso. Es hardware libre y está diseñada para propósitos de investigación y desarrollo.



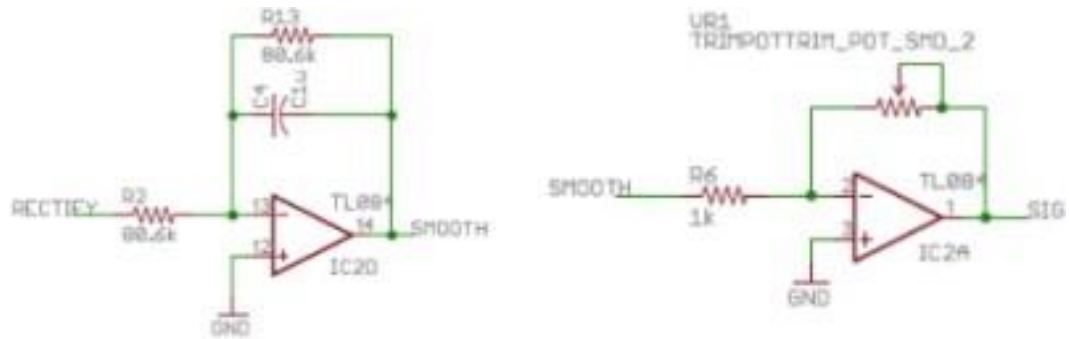
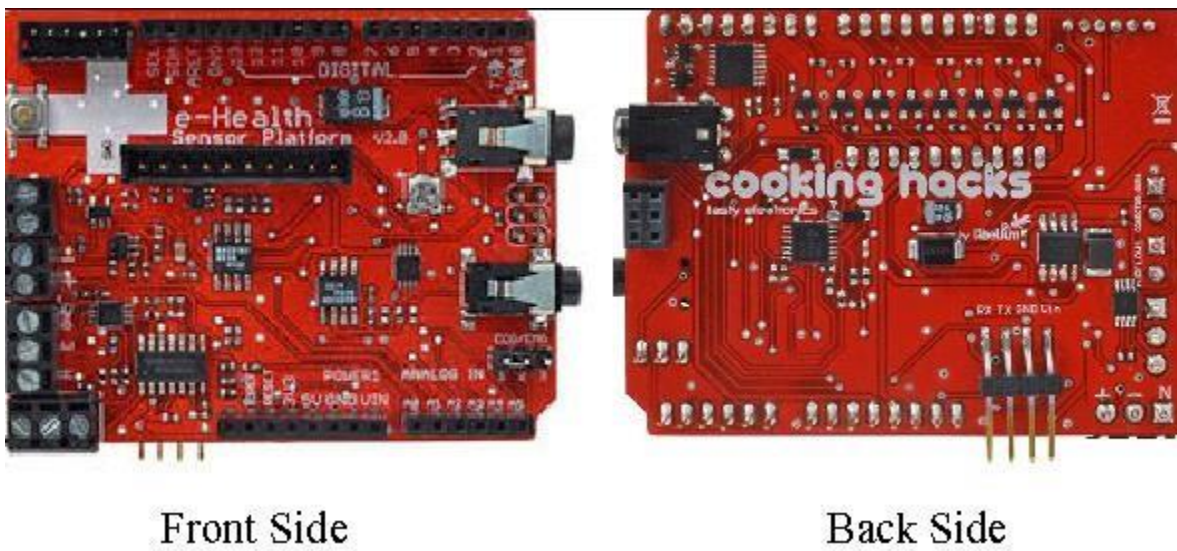


Ilustración 11. Circuito esquemático del canal EMG de la shield e-Health sensor.

Fuente: <https://www.cookinghacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduinoraspberry-pi-medical>.



Front Side


Back Side

Ilustración 12. Vista frontal y trasera del shield e-Health sensor.

Fuente: <https://www.cookinghacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduinoraspberry-pi-medical>.

Tabla 9. Especificaciones técnicas del Arduino Uno R3.

Fuente: https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3?_gl=1*1by7t4n*_ga*MTE1Njk0NjExNS4xNjYxNzIyMDI5*_ga_NEXN8H46L5*MTY2NzU5NzAyMi4yLjEuMTY2NzU5NzEzMy4wLjAuMA..

Arduino Uno

<ul style="list-style-type: none">• Microcontrolador ATmega328.• Voltaje de entrada 7-12V.• 14 pines digitales de I/O (6 salidas PWM).• 6 entradas análogas.• 32k de memoria Flash.• Reloj de 16MHz de velocidad.• Conexión USB• Conector jack de alimentación.• Terminales para conexión ICSP y un botón de reseteo.

Softwares utilizados:

Debido a los alcances que comprende el proyecto (el cual, inicialmente corresponde a una fase de simulación para la validación del posterior ensamble y prototipado final) se requieren utilizar softwares para realizar la programación, simulación y monitoreo del circuito propuesto para el prototipado final. Durante la elaboración del proyecto se emplearon las herramientas:

Autodesk Fusion 360, Arduino IDE, Proteus. A continuación, se describen cada uno de los anteriormente mencionados.

Autodesk Fusion 360: La aplicación fusión 360 es una herramienta que permite el diseño, modelado y manufactura asistido por computadora, así como también el diseño de tarjetas de circuitos impresos. Esta aplicación fue desarrollada por Autodesk en el año 2013 y gracias a lo robusta y precisa que es con respecto a las funciones que ofrece se ha convertido en una de las aplicaciones para diseño profesional mas importantes del mercado. Esta está disponible para los sistemas operativos MAC y Windows, con versiones simplificadas para Android e IOS para su uso en dispositivos móviles. En esta aplicación se complementó la realización de los diseños 3D de las prótesis, mientras que a su vez se realizaron las simulaciones y pruebas de esfuerzo al diseño del proyecto.

Autodesk MeshMixer: MeshMixer es un software de la línea de los CAD provisto por la empresa Autodesk con el que es posible crear mallas triangulares dinámicas en alta resolución. Este posee interesantes herramientas para ayudar al usuario en el modelado y la impresión 3D. Disponible en Windows y Mac OS. MeshMixer se basa en el modelado de superficies para diseñar cualquier tipo de pieza a partir de otro modelo, esto es especialmente conveniente ya que facilita en gran medida la realización del modelado 3D de la prótesis ya que es posible partir de una mano humana previamente escaneada, ahorrando entonces el proceso de antropometría, además gracias a que es muy intuitivo y los archivos generados son compatibles con programas como Autodesk Fusion360 permitió la elaboración del diseño para posteriormente realizar los test o simulaciones en el programa anteriormente mencionado.

Arduino IDE: El entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino es una aplicación multiplataforma (para Windows, macOS, Linux) que se utiliza para escribir y cargar programas

en placas compatibles con Arduino, pero también, con la ayuda de núcleos de terceros, se puede usar con placas de desarrollo de otros proveedores. El IDE de Arduino admite los lenguajes C y C++ utilizando reglas especiales de estructuración de códigos. La programación en el entorno se conforma de 2 partes, una configuración inicial del programa o boceto y un ciclo principal que este ejecutará todo el tiempo una vez estos hayan sido compilados y cargados en la tarjeta.

Además, posee un conjunto de librerías muy amplio útiles para facilitar el control de casi cualquier elemento. En este entorno se desarrolla el código de que controlara el mecanismo de movimiento de la prótesis, así como también el procesamiento de los datos del e-Health sensor.

Proteus Design Suite: Desarrollado por Labcenter Electronics Ltd, Proteus es un software para la ejecución de proyectos de construcción de equipos electrónicos en todas sus etapas: diseño del esquema electrónico, programación de software, construcción de placas de circuito impreso, simulación de todo el conjunto, depuración de errores, documentación y construcción. La aplicación posee además una gran cantidad de librerías con componentes genéricos y del ámbito comercial que permiten establecer la simulación un comportamiento realista del circuito simulado. En ella se simulará el circuito propuesto para validar su funcionamiento.

Procedimiento

Diseño de la prótesis:

De manera inicial, para el desarrollo de este proyecto se utilizó la herramienta MeshMixer de Autodesk, gracias a la capacidad de creación de piezas a partir de mallas u otros objetos en 3D, con la posibilidad de aceptar cualquier archivo “.stl” proveniente de otros programas de la línea de Autodesk o creados en línea por otros usuarios. Esta función fue especialmente útil para el desarrollo del diseño, ya que se tomó de referencia un brazo anteriormente escaneado por medio

de una aplicación móvil, este brazo fue provisto gracias a la empresa PrintHelp4Bionics, quienes para fines de investigación y aprendizaje permitieron la utilización de este. Durante el proceso de escaneado se digitaliza el antebrazo y la mano completa del usuario que posteriormente utilizara la prótesis. A continuación, se presenta el modelo del brazo utilizado:

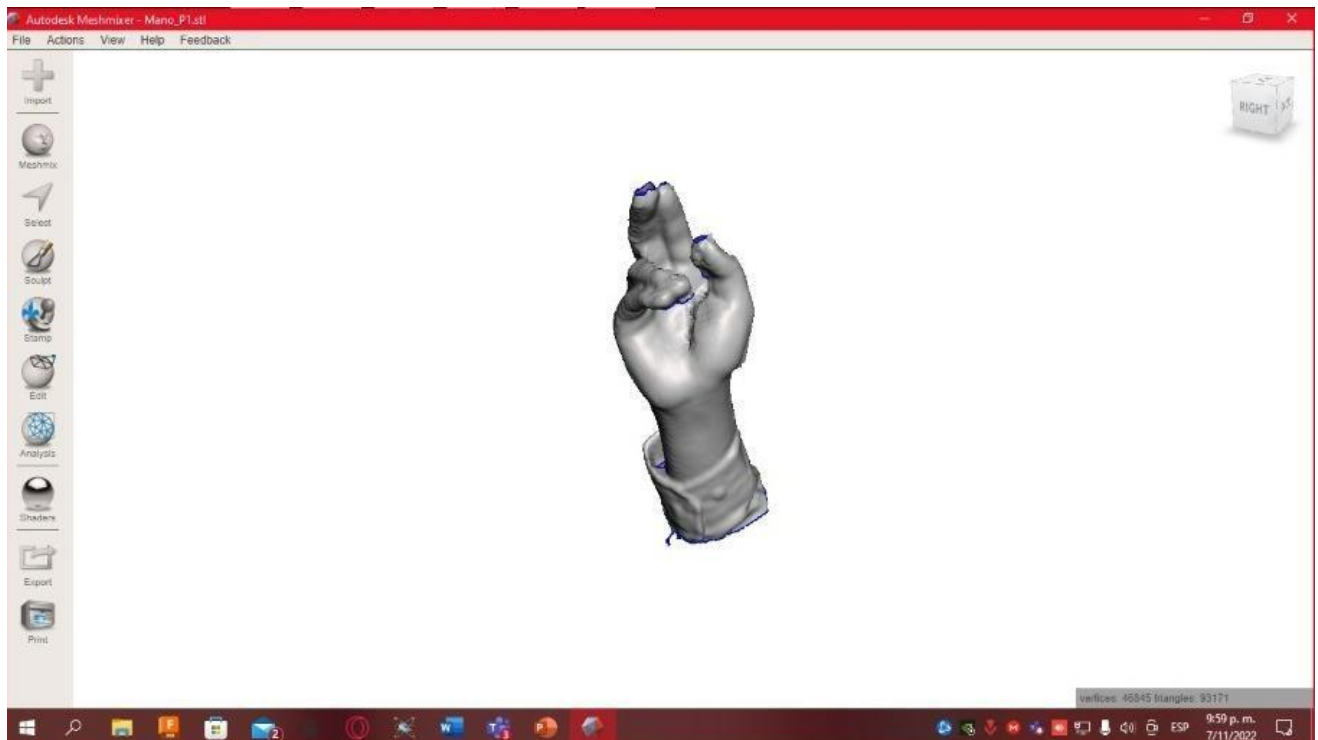


Ilustración 14. Vista frontal del brazo de referencia.

Fuente: Elaboración propia.

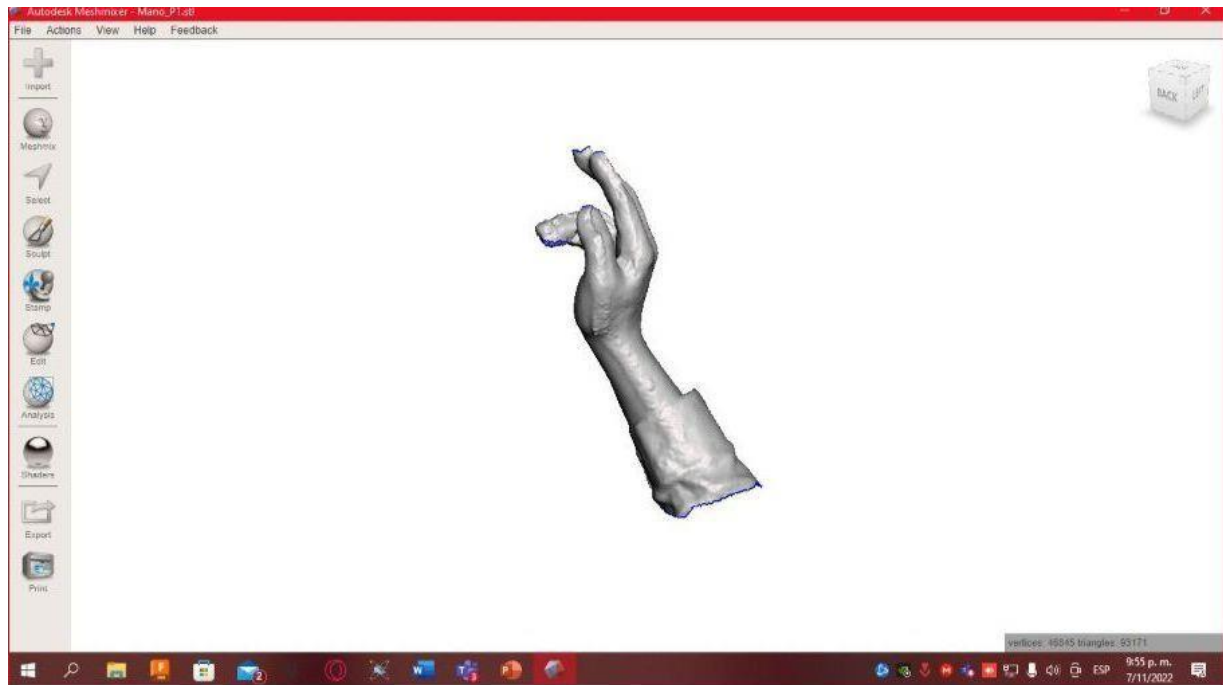


Ilustración 15. Vista lateral del brazo de referencia.

Fuente: Elaboración propia.

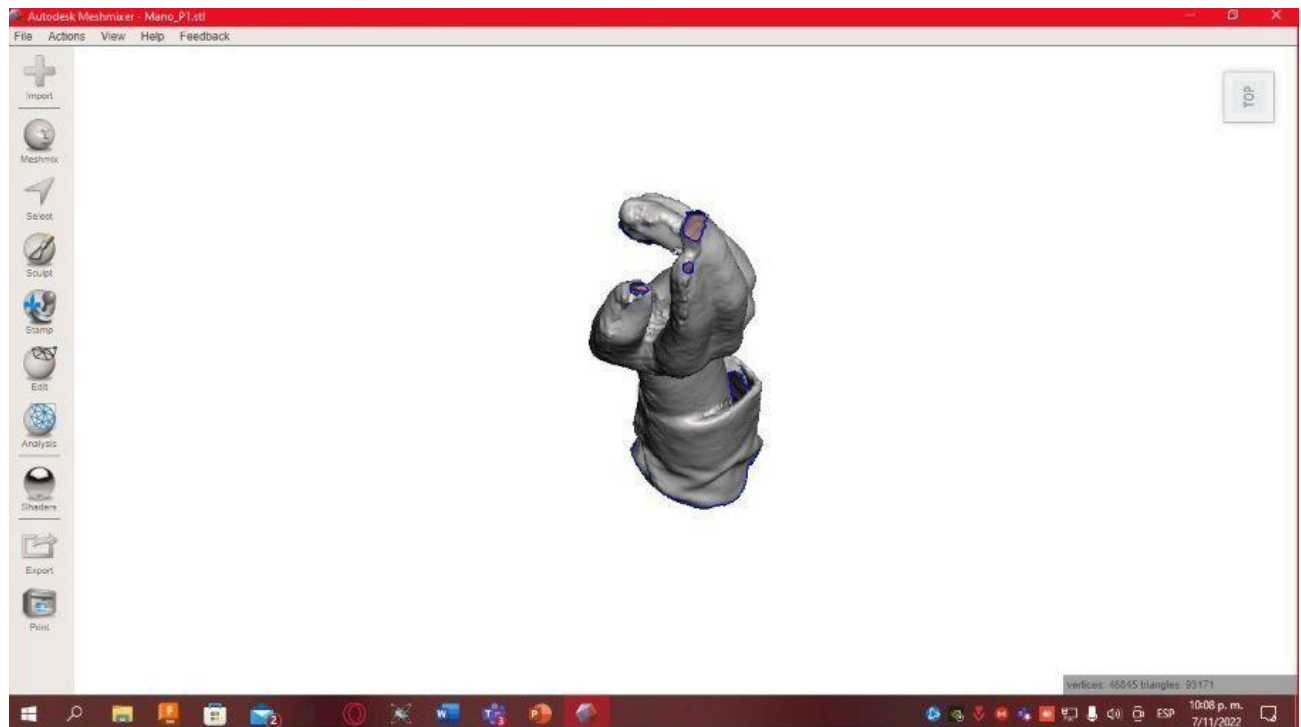


Ilustración 16. Vista superior del brazo de referencia.

Fuente: Elaboración propia.

Una vez obtenido el brazo de referencia, se diseñan a partir de los parámetros tomados por el escaneo de este, las partes de la prótesis mioeléctrica, no sin antes recortar las geometrías abiertas y suavizar las secciones irregulares del brazo escaneado con el fin de mejorar la estética del diseño, mientras que se desechan las mallas “sobrantes” que no serán utilizadas. Todo este proceso se realiza con las funciones predefinidas del software de diseño asistido por computadora MeshMixer.

Una vez acabado el proceso de suavizado del brazo de referencia, se empiezan a modelar a partir del mismo los componentes de la prótesis, los cuales para efectos de este proyecto corresponden a: Antebrazo, palma, pulgar, dedo (diseño general, que posteriormente se reutilizará para los dedos índice, medio y anular), dedo meñique, así como también, sus respectivos pernos y pines para el enlace.

Antebrazo: Se parte de la idea que la prótesis a realizar al no tener unas medidas antropométricas específicas, personalizadas para un paciente debe ser utilizada por cualquier persona, por lo tanto se opta por un diseño que permita la comodidad y adaptabilidad de esta independientemente del grosor del brazo, por lo que el antebrazo se plantea como un semi caparazón en el sentido de que este no es cerrado totalmente, como se esperaría de un modelo convencional, sino que se realiza la media luna necesaria para acoplarse al resto de componentes y darle estabilidad a la palma que contendrá los servomotores adheridos a ella. Mientras que a su vez se dejan en los extremos que conectaran con la muñeca orificios que permitan la conexión entre estos 2 elementos por medio de pernos.

Uno de los motivos principales del por qué en el diseño del antebrazo este contempla solo la parte superior sin un cierre concreto para la parte inferior es que mediante el mismo es posible reducir el material utilizado en la impresión, mientras que, aunque puede parecer contradictorio,

se mejora la experiencia del usuario ya que también se reduce el peso de la prótesis y la transpiración de este.

Puede parecer a simple vista que la prótesis no podrá mantenerse en su usuario debido a que no tiene una parte inferior cerrada, sin embargo, pensando en que esta debe adaptarse a su usuario se dejan 3 pares de rendijas con los cuales se pueden establecer uniones al muñón del paciente que lo vaya a utilizar y estas brindaran la estabilidad para el soporte de la prótesis. A continuación, se presenta el diseño final del antebrazo.



Ilustración 17. Vista frontal del antebrazo.

Fuente: Elaboración propia.

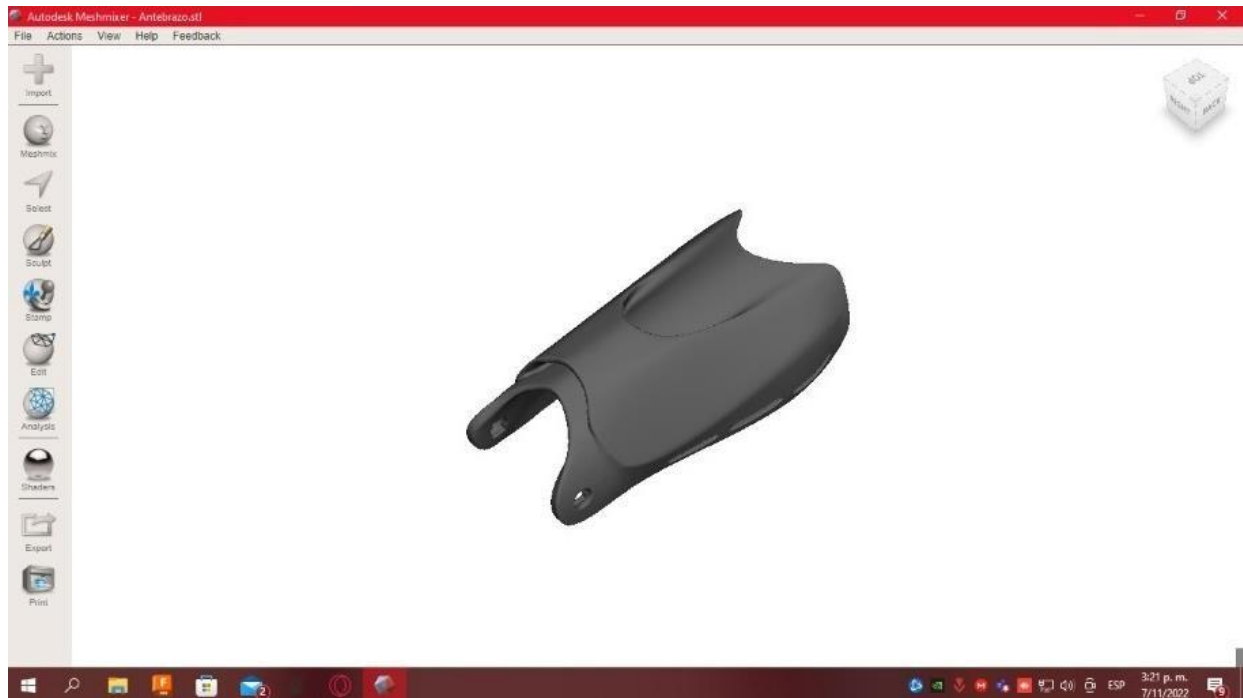


Ilustración 18. Vista superior del antebrazo.

Fuente: Elaboración propia.

Palma: Para el diseño de la palma se realiza entendiendo que es el elemento que va a unir todos los componentes de la prótesis transradial, por eso su diseño está enfocado a permitir la labor de los servomotores, quienes son al final los elementos que dotaran de movimiento a la misma, sin embargo, con el objetivo de simular los 3 grados de libertad planteados inicialmente, los cuales son flexionar y extender la muñeca, girar de derecha a izquierda y en el sentido contrario, finalmente flexionar y extender los dedos. La palma tiene una función como elemento central ya que Brinda apoyo a la mano acoplándose con el antebrazo, las bases de los dedos y los dedos por medio de ejes que permiten no solo su acople sino su movimiento rotatorio facilitando así la funcionalidad y adaptabilidad de la mano.

Además, pensando en el elemento que suplirá la función de los tendones en la mano, se deja un espacio hueco en el inferior de la misma, donde puedan acoplarse hilos de nylon u otro material flexible que permita simular los tendones que contraigan o relajen los dedos de la

prótesis, así como también la muñeca. En el extremo de la muñeca, al igual que en el diseño del antebrazo se realizan perforaciones en las cuales se realizarán las uniones entre las piezas del antebrazo y la palma, además, no limitando el movimiento de contracción de la muñeca se moldea el extremo inferior que conecta con el antebrazo de manera que en la parte superior de la conexión esta posea forma de paraboloides hiperbólico, permitiendo la flexión de la muñeca sin inconvenientes mayores.

En el extremo opuesto, se dejan acabados minimalistas donde solo se contemplan los enlaces para los dedos índice, medio, anular y meñique, de los cuales los 3 primeros mencionados corresponderán al mismo tipo modelo de dedo, realizando solo ligeras variaciones en la altura a la que se encuentra cada metacarpiano en la mano, con el fin de representar estéticamente esta de manera mucho más fiel y funcional, cada uno de estos acoples a los dedos se realizaran en orificios como en la muñeca, sin embargo, no se hacen uso de pernos, sino que se utilizaran pines de un radio mucho menor y de mayor longitud.

Ilustración 19. Vista lateral de la palma.

Fuente: Elaboración propia.



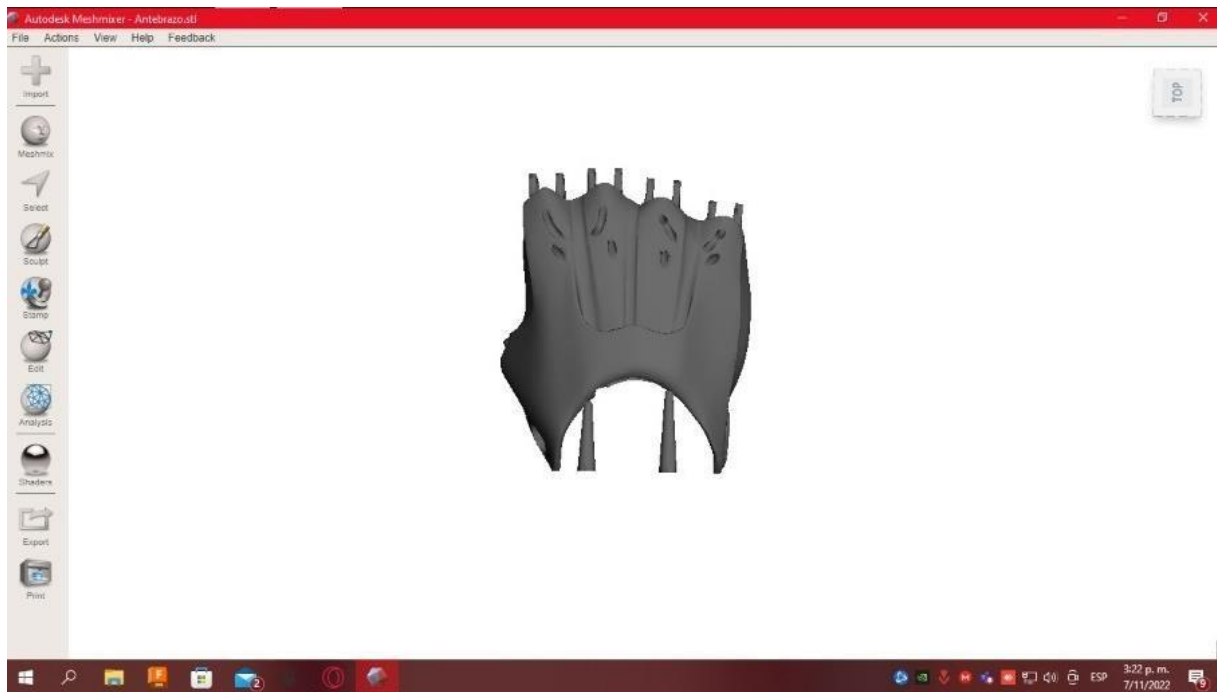


Ilustración 20. Vista superior de la palma.

Fuente: Elaboración propia.

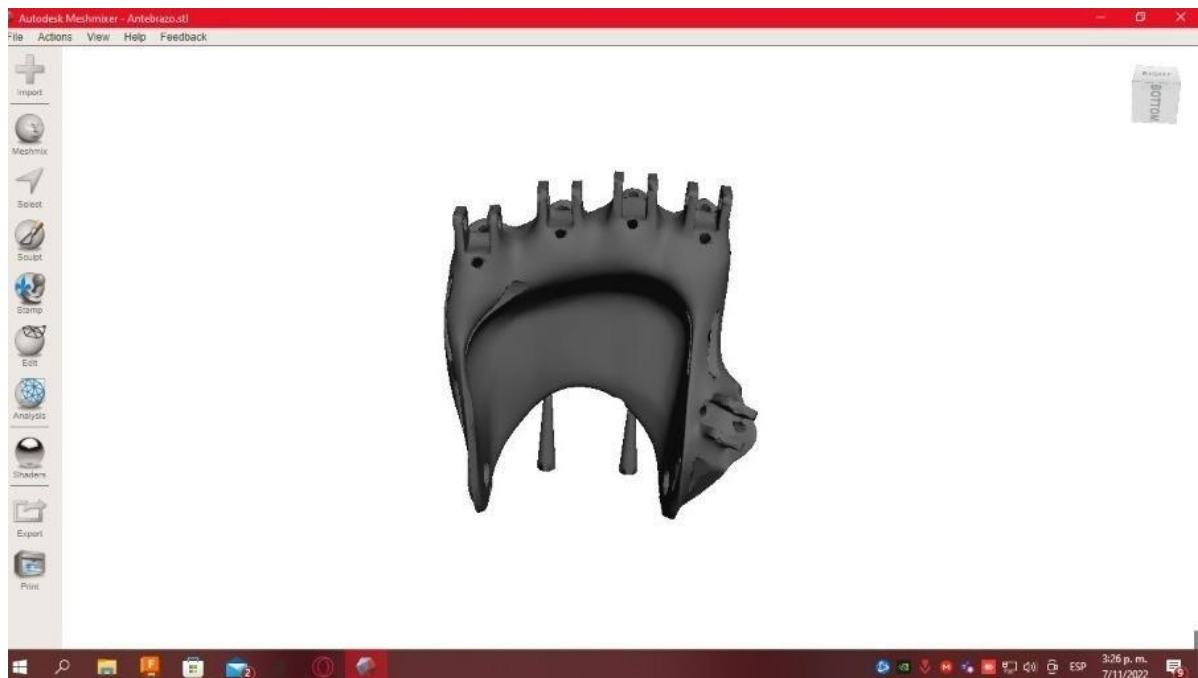


Ilustración 21. Vista inferior de la palma.

Fuente: Elaboración propia.

Dedos: El diseño de los dedos índice, anular y medio corresponde a un diseño genérico que busca principalmente simular los componentes del dedo humano, teniendo entonces una gran hendidura que atraviesa todo el diseño propuesto del dedo por el centro de este, esta hendidura pretende ser recipiente del hilo que simulará el comportamiento de los tendones, terminando en la parte más distal de los dedos, donde en el diseño se incorpora una pequeña prominencia que permitirá sujetar el cordel que se utilizará como tendón.

A su vez, tomando en cuenta que en total son 14 huesos que componen los dedos humanos propiamente, según las observaciones realizadas por Rodríguez Ramirez et al (2020). A cada dedo le corresponden tres falanges: la proximal, la media y la distal a excepción del pulgar que sólo cuenta con dos una proximal y una distal. Cada falange proximal forma una articulación condílea con su respectivo metacarpiano (articulación metacarpofalángica) en la base, lo que permite movimientos en dos planos, mientras que las articulaciones interfalángicas son trocleares (bisagra) que permiten un rango de movimiento en un único plano. El diseño del dedo se mantiene fiel a los principios anatómicos en los que se basa, existiendo cada falange de manera interconectada de tal forma que no se restringen los movimientos de la articulación artificial, dotando de gran movilidad a los dedos como se espera. Finalmente, en la parte proximal del dedo, el diseño tiene 2 orificios por los cuales se plantea se realicen los respectivos acoples a la palma por medio de la utilización de pines de seguridad.

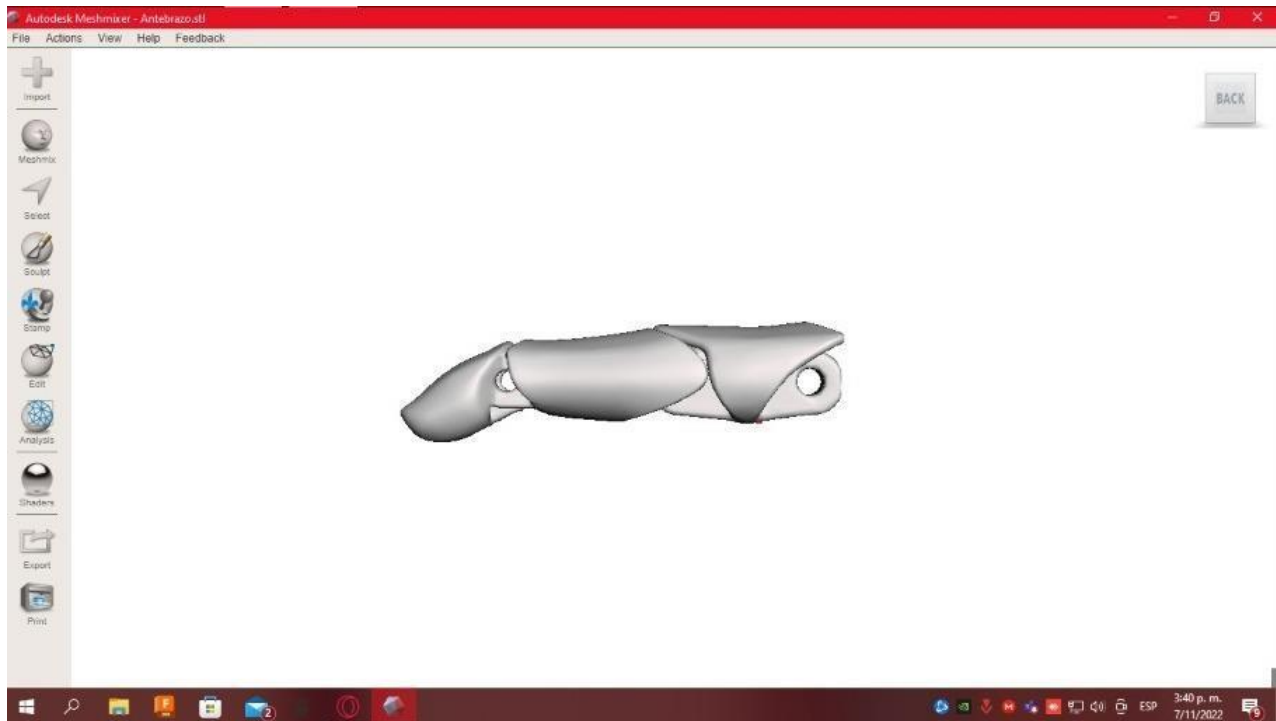


Ilustración 22. Vista lateral del dedo.

Fuente: Elaboración propia.

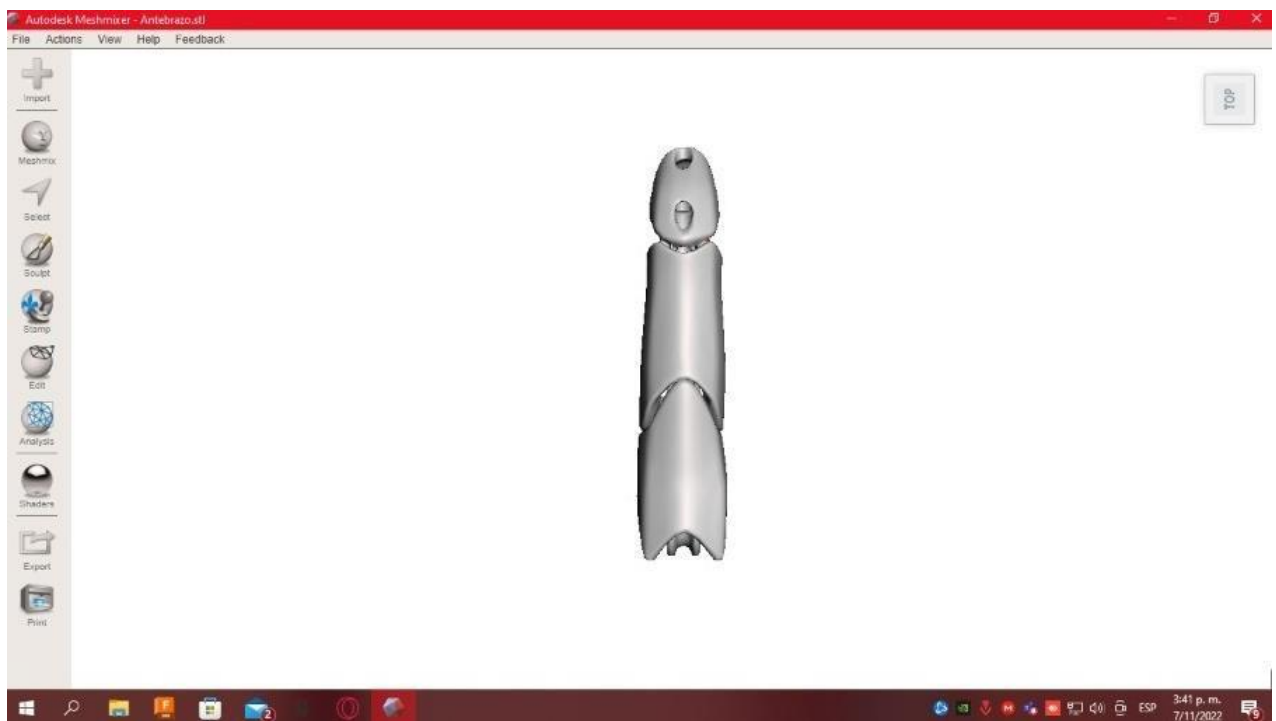


Ilustración 23. Vista superior del dedo.

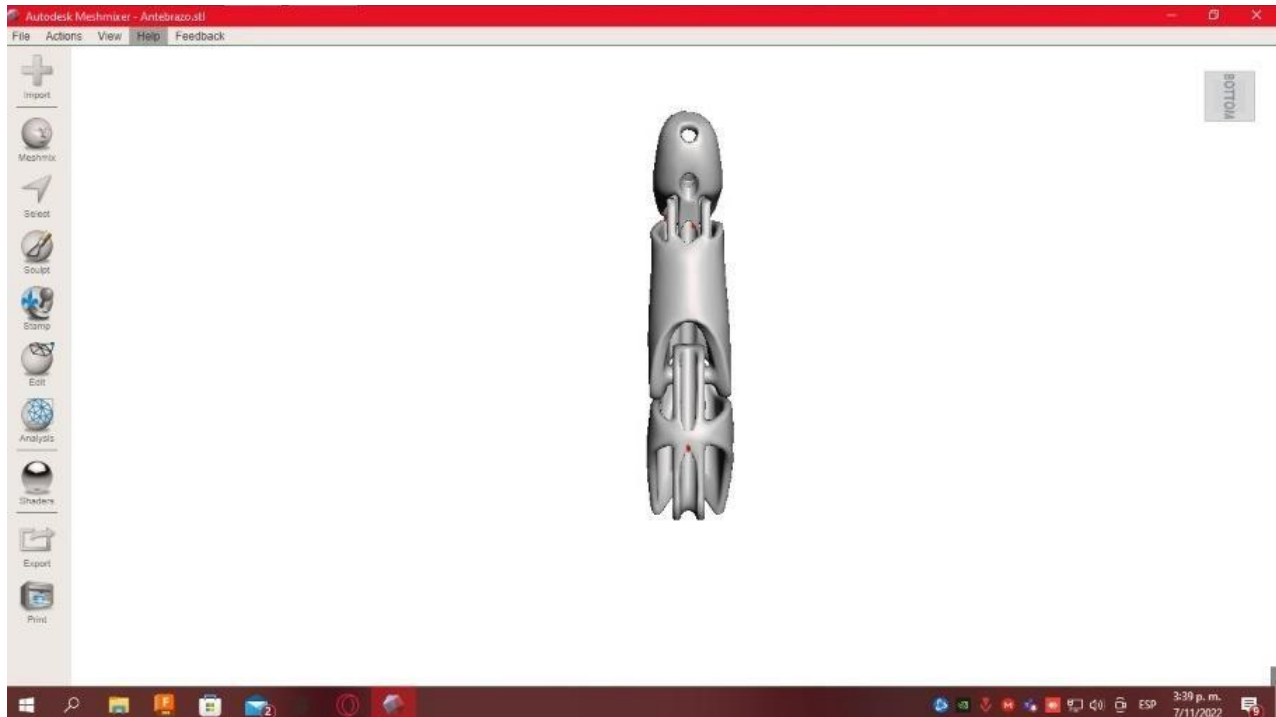


Ilustración 24. Vista inferior del diseño del dedo.

Fuente: Elaboración propia.

Dedo meñique: El diseño del dedo meñique no tiene ninguna diferencia, estructural, funcional o de modelamiento con respecto a la base del dedo de la que se crea, también cuenta con la hendidura por la cual estará el cordel que simulará los tendones de las articulaciones para cada una de las falanges (proximal, medial y distal). La única diferencia significativa de este diseño con respecto al del dedo común es que se reducen las medidas de la falange proximal para mejorar los efectos estéticos de la prótesis.

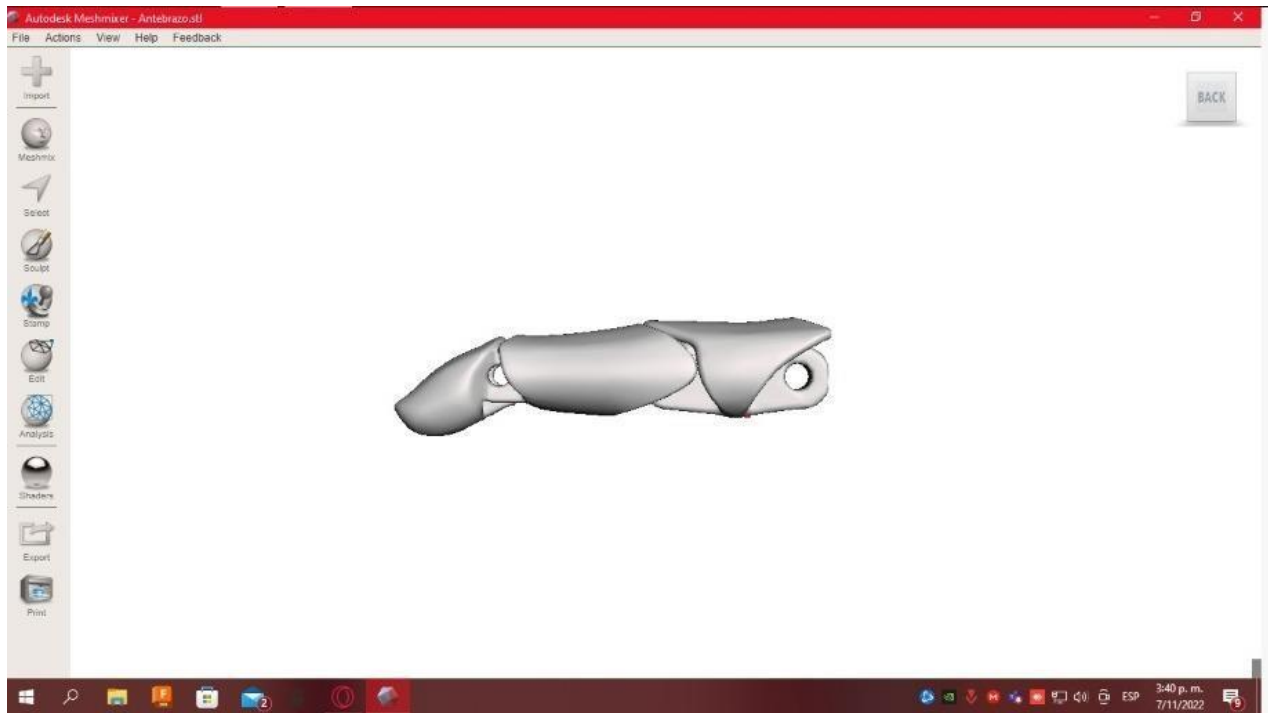


Ilustración 25. Vista lateral del dedo meñique.

Fuente: Elaboración propia.

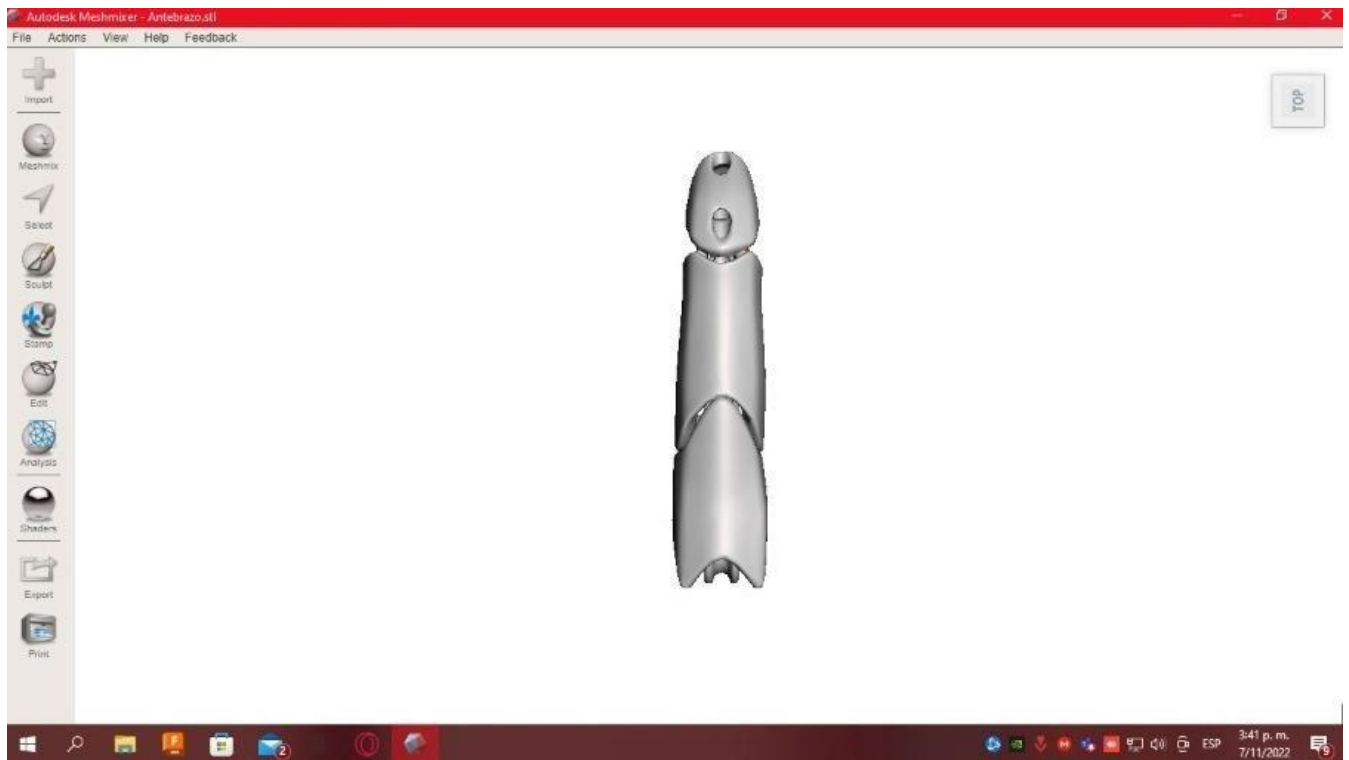


Ilustración 26. Vista superior del dedo meñique.

Fuente: Elaboración propia.

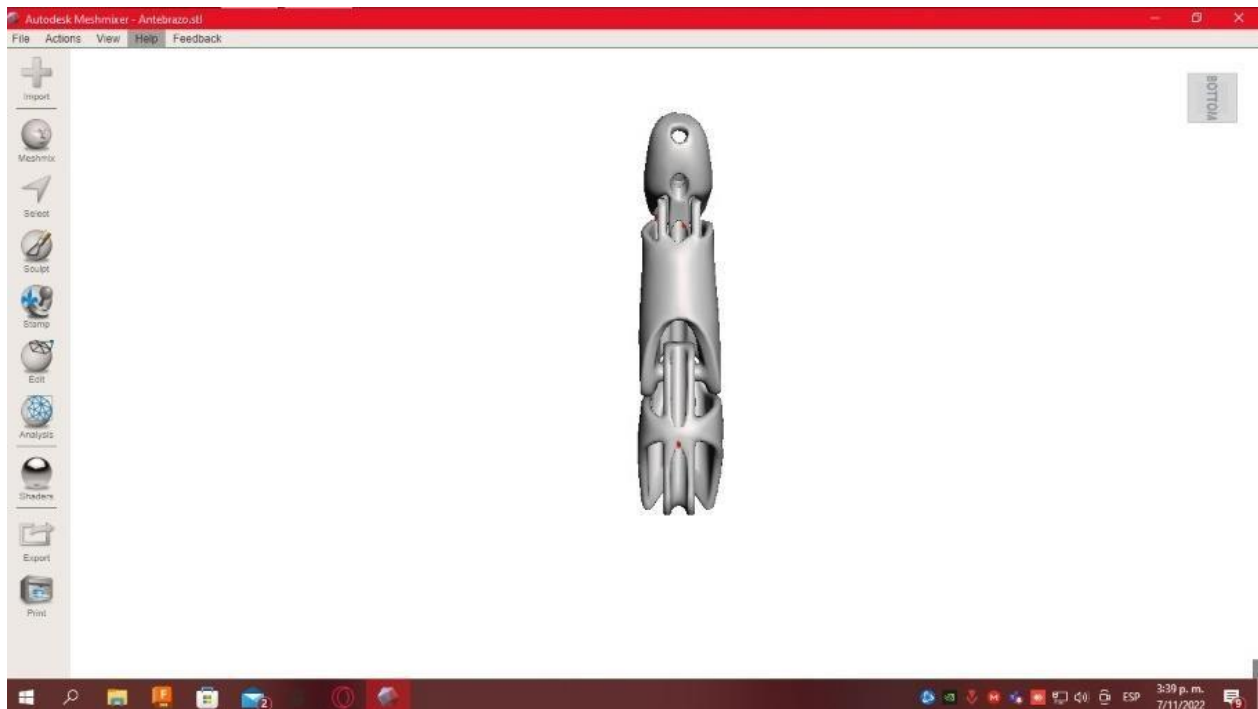


Ilustración 27. Vista inferior del dedo meñique.

Fuente: Elaboración propia.

Dedo Pulgar: El diseño del dedo pulgar está basado en el diseño del dedo “estándar” que se utilizó en las posiciones de los dedos índice, mediano y anular, de manera general este no tiene alteraciones significativas en el acabado el diseño o en el sistema de “tendones” del mismo, no así en su estructura, de la cual es posible observar a simple vista que el dedo pulgar de la mano humana no cuenta con 3 falanges a diferencia del resto de dedos que poseen falange proximal, medial y distal. El dedo pulgar solo cuenta con falange proximal y distal, por lo tanto, en su diseño se recorta la falange medial de la estructura del dedo protésico.

Además de las diferencias estructurales del dedo pulgar con respecto a los demás, este difiere también en su ubicación en la conexión donde se ensamblará con la mano protésica ya que el dedo pulgar se encuentra mucho más abajo y con un mayor ángulo gracias a la unión del mismo con la

articulación carpometacarpiana, la cual le permite realizar los movimientos de oposición sobre si mismo que caracterizan al pulgar, en este caso el dedo pulgar debe estar inclinado aproximadamente 135° para poder realizar el acople a su lugar en la palma, nuevamente utilizando pines.

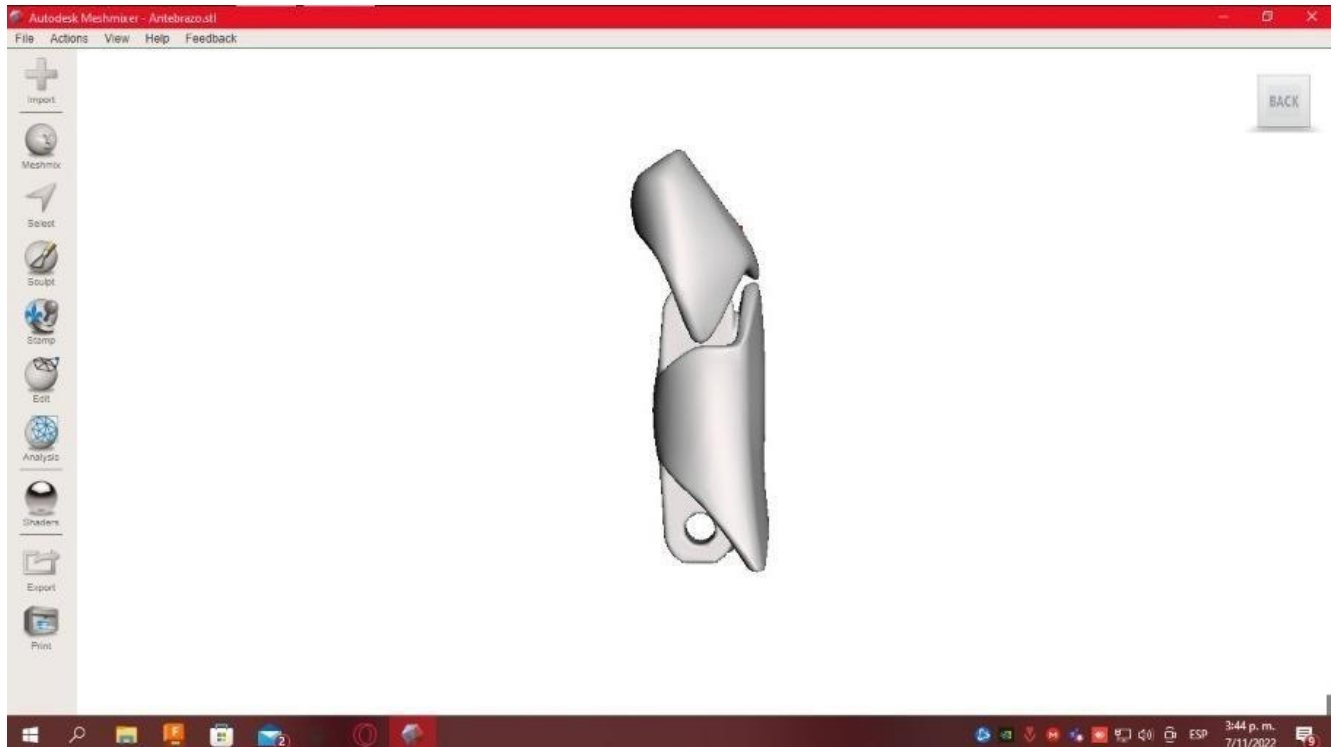


Ilustración 28. Vista lateral del dedo pulgar.

Fuente: Elaboración propia.

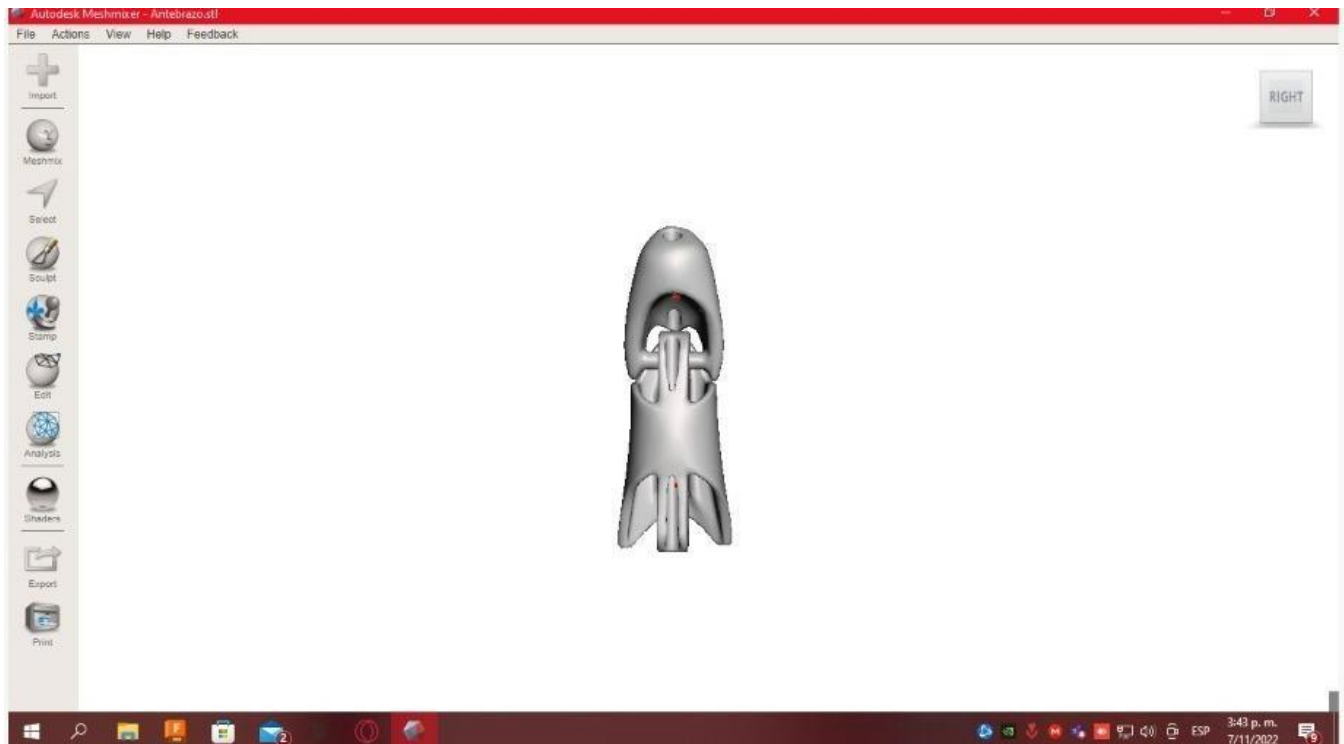


Ilustración 29. Vista frontal del dedo pulgar.

Fuente: Elaboración propia.

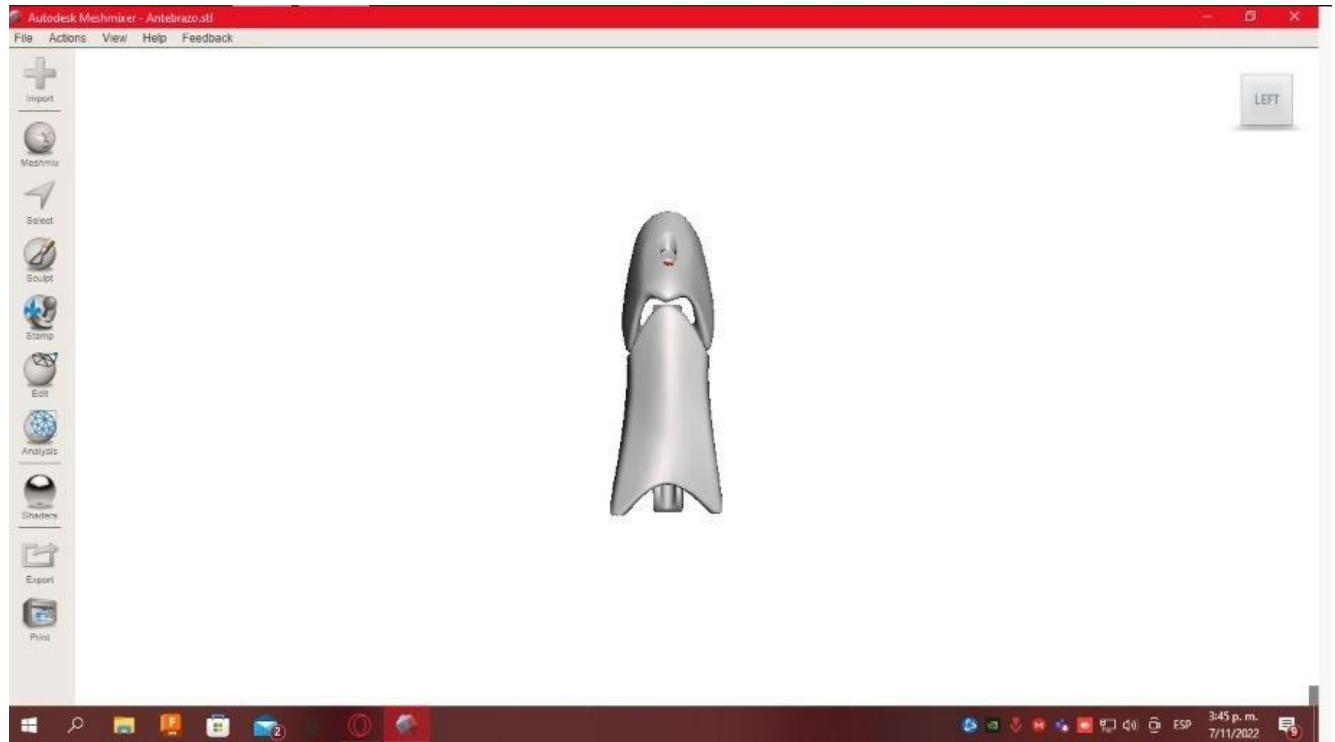


Ilustración 30. Vista superior del dedo pulgar.

Fuente: Elaboración propia.

Pernos: El diseño de los pernos esta totalmente ligado a el radio y las medidas de los orificios realizados en la parte proximal de la palma y en la parte distal del antebrazo, se pretende que el mismo elemento permita la unión de las piezas, sin embargo, que no queden como un ajuste, sino que permita la movilidad de la muñeca.

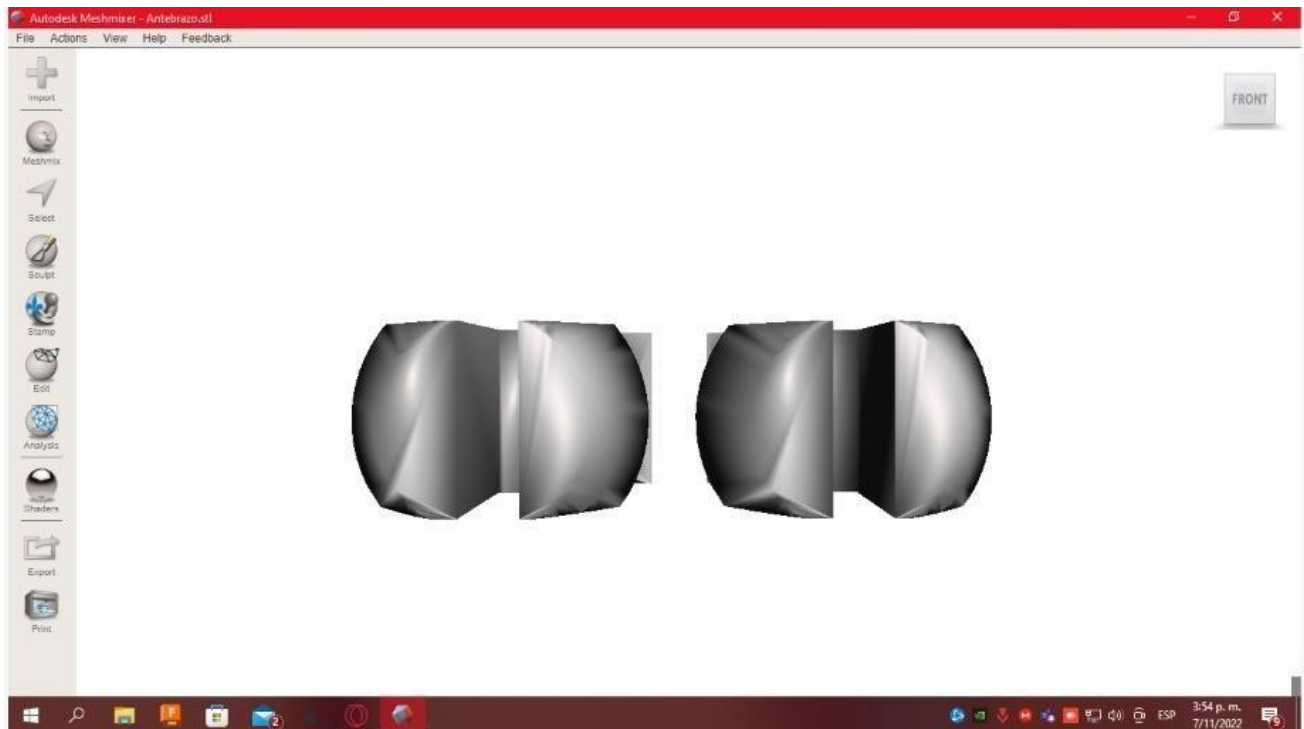


Ilustración 31. Vista frontal de los pernos.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 32. Vista superior de los pernos

Fuente: Elaboración propia.

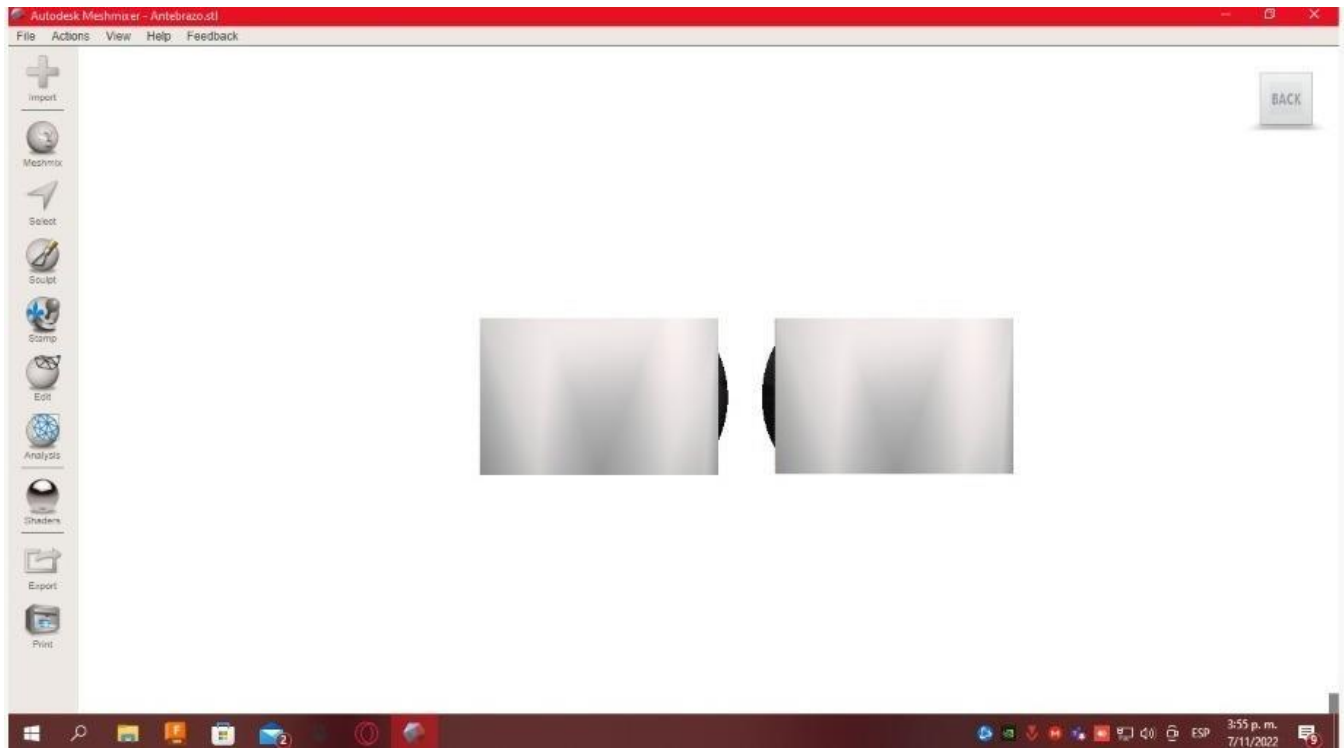


Ilustración 33. Vista trasera de los pernos.

Fuente: Elaboración propia.

Pines: Los pines al igual que los pernos están totalmente condicionados en sus medidas por los orificios en los cuales van a encajar, sin embargo, el diámetro de los orificios realizados en los dedos es mucho menor al de los pernos, así como también la longitud necesaria para asegurarlos, dado que la función prevista de estos no requiere que estos posean un gran rango de movimiento, se busca simplemente realizar una pieza de ajuste en el encaje de los dedos.

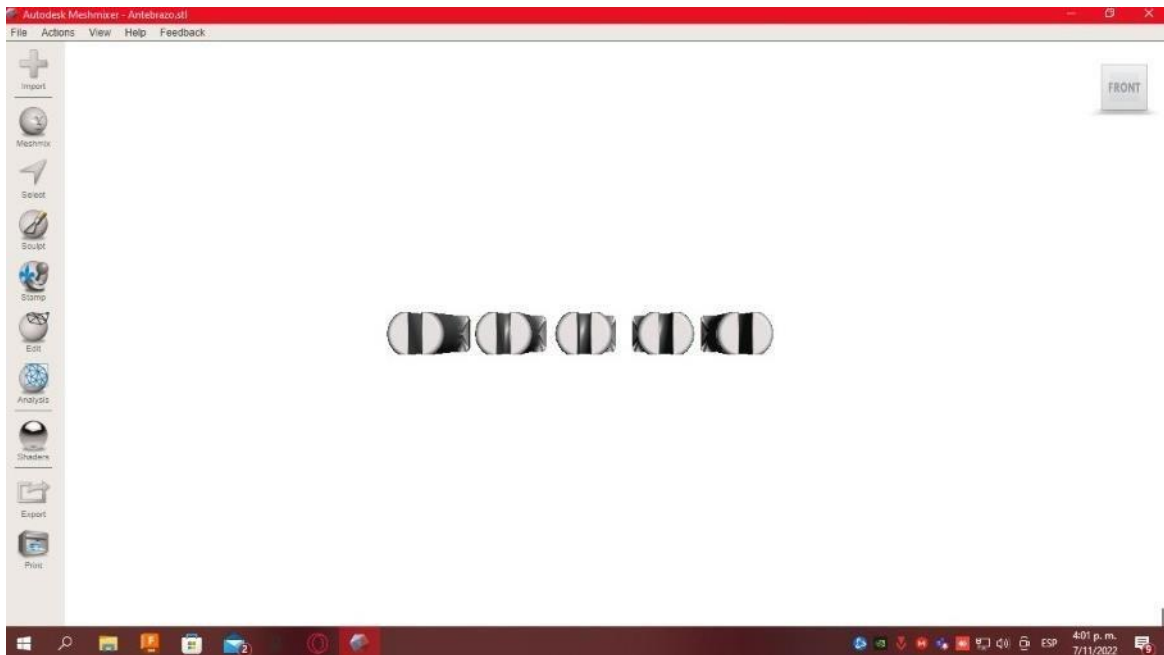


Ilustración 34. Vista frontal de los pines.

Fuente: Elaboración propia.

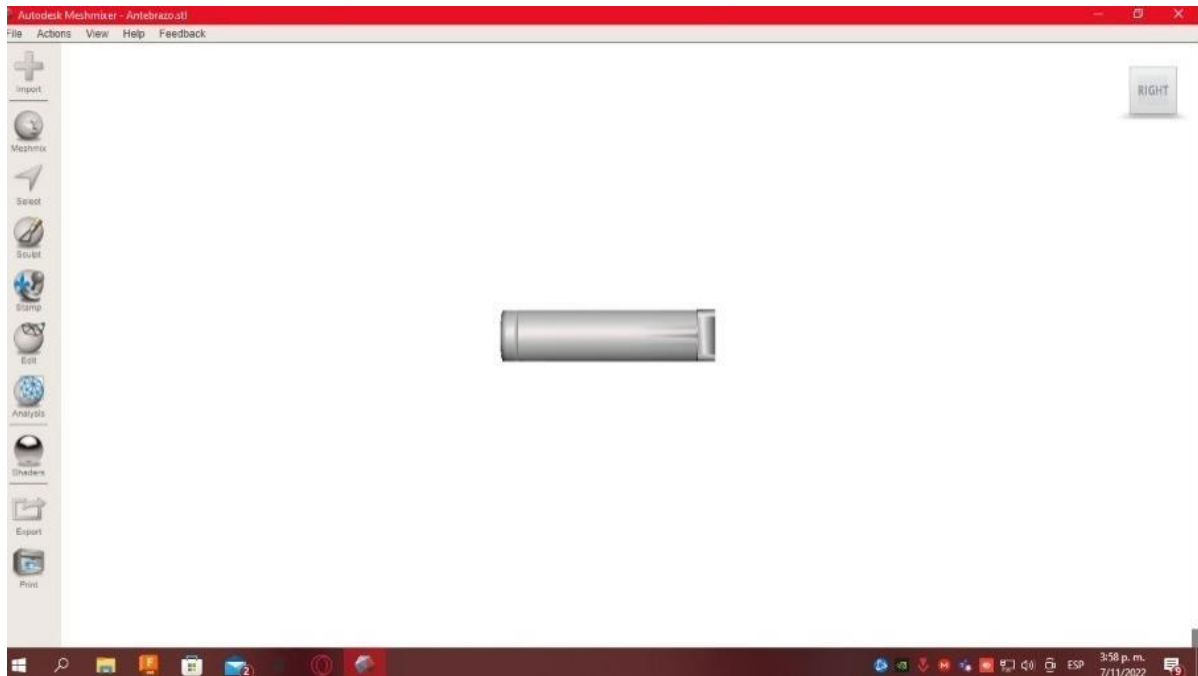


Ilustración 35. Vista lateral de los pines.

Fuente: Elaboración propia.

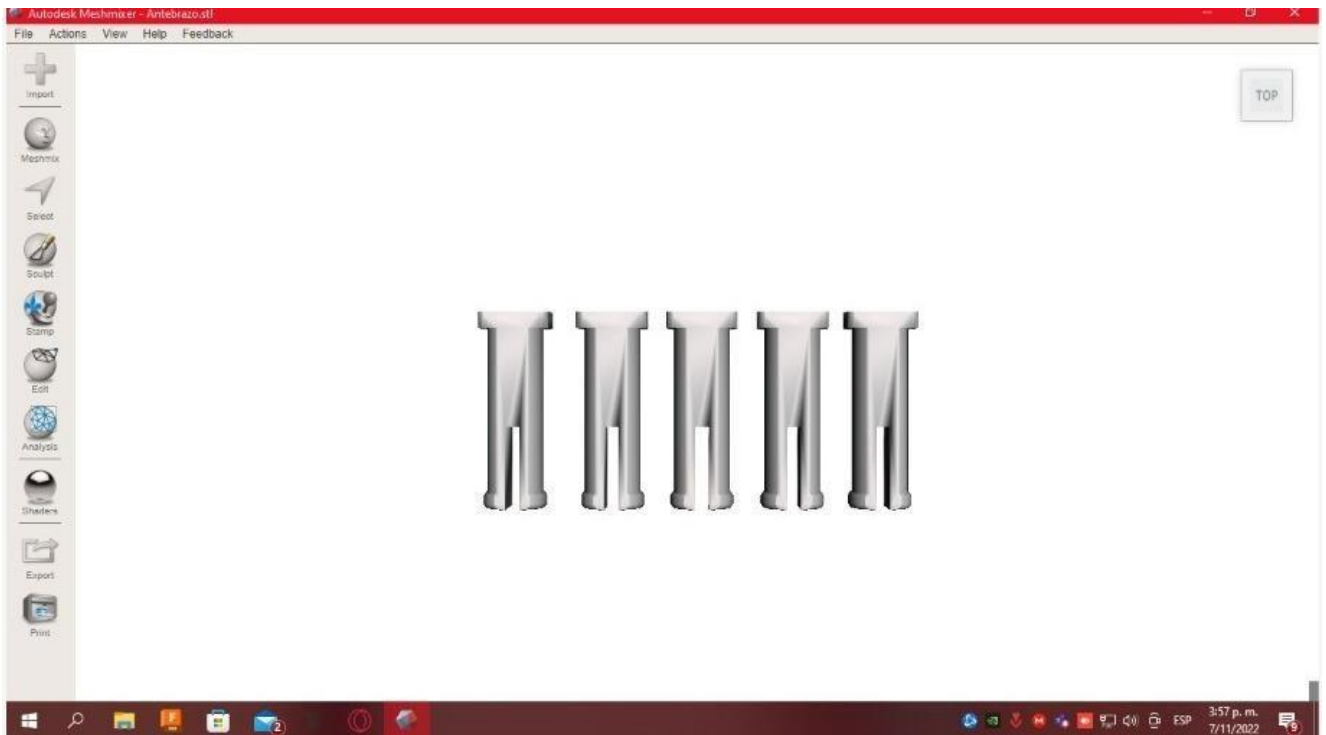


Ilustración 36. Vista superior de los pines.

Fuente: Elaboración propia.

Diseño del sistema de control de la prótesis:

Para entender el funcionamiento del dispositivo es importante conocer todos los procesos subsecuentes que se llevan a cabo a la hora de realizar una tarea, así como los agentes encargados de realizar cada una de estas. Durante el diseño del sistema de control se plantea que este sea realizado por medio de un circuito electrónico, al cual se le darán instrucciones de funcionamiento mediante la programación de un algoritmo o código mediante la interfaz de Arduino IDE. A continuación, se describen el conjunto de procesos para llevar a cabo la tarea de la prótesis, así como también su integración a los componentes que desempeñarán la tarea propuesta en cada proceso, notando que hay procesos de entrada y salida que intervienen entre sí para asegurar el correcto funcionamiento del sistema que controla la prótesis transradial. El siguiente diagrama muestra la ruta de procesos a seguir para que se lleve a cabo el movimiento de la prótesis transradial.

Diagrama de bloques de prótesis transradial con movimiento articulado en la muñeca

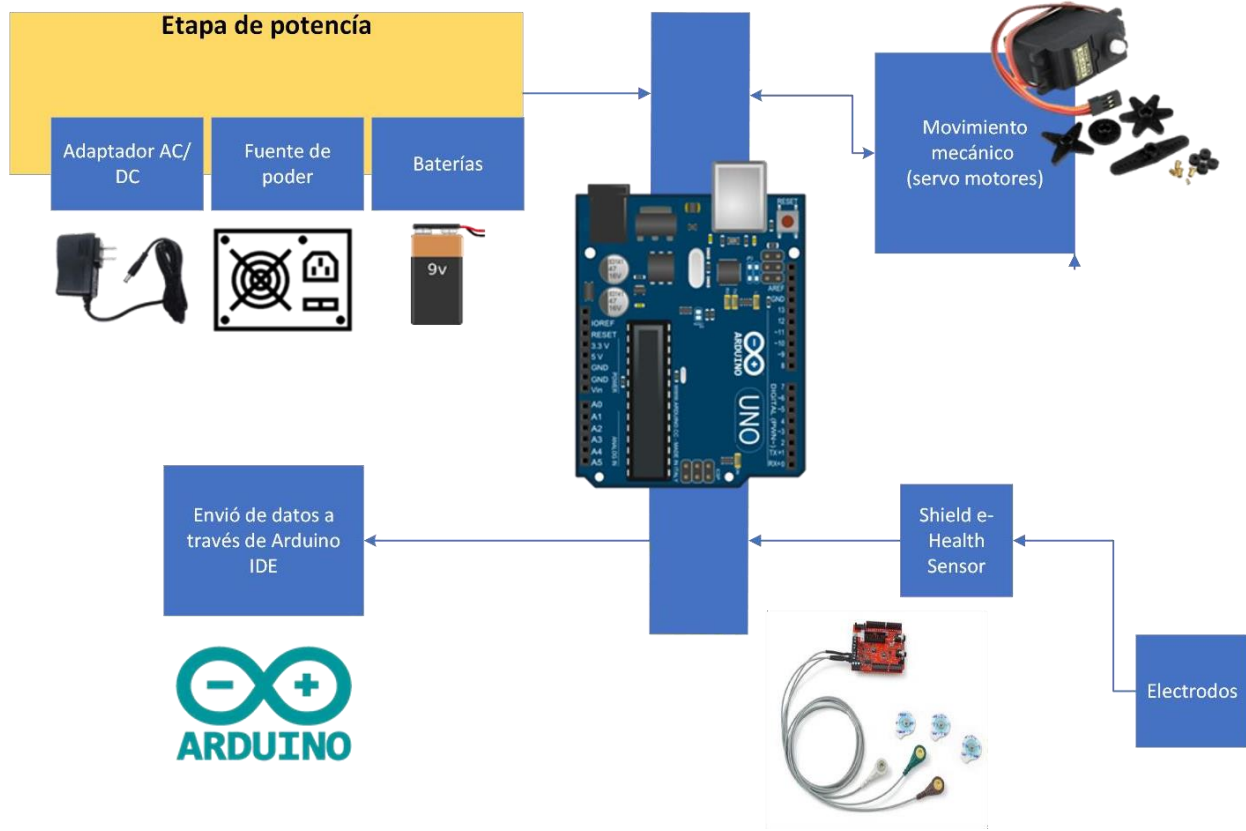


Ilustración 37. Diagrama de bloques de la prótesis transradial con movimiento articulado en la muñeca.

Fuente: Elaboración propia.

Como se puede ver se plantea un circuito controlado principalmente por Arduino el cual mediante el algoritmo que fue desarrollado en el entorno de desarrollo de Arduino, controle el movimiento de los servomotores adheridos a la prótesis transradial una vez este detecte la señal recibida por medio de los electrodos conectados al sensor de la SHIELD e-Health platform, el cual una vez recibida la señal, deberá filtrarla, amplificarla y una vez más volver a filtrarla con el fin de que los datos recibidos por la tarjeta Arduino puedan ser correctamente entendidos y se traduzcan como una reacción esperada a partir de un estímulo lógico, todo esto mientras que todo el circuito esté alimentado por baterías o en su defecto conectado a la red eléctrica doméstica en

caso de que las primeras estén descargadas o no puedan suplir las necesidades de potencia requeridos por el circuito.

Diseño del circuito:

Durante el diseño del circuito se realizó una versión simplificada del mismo en la aplicación Proteus con el fin de realizar la simulación de este y validar el código desarrollado en la aplicación Arduino IDE. El circuito esquemático del proyecto se compone originalmente de la SHIELD e- Health Platform, el módulo de Arduino Uno, 4 servomotores y una fuente de voltaje que mínimamente pueda transmitir 5 Voltios de potencial eléctrico y 2 Amperios de corriente, de tal forma que pueda alimentar los 4 servomotores de manera independiente sin llegar a quemarlos. Un circuito equivalente puede ser logrado reemplazando la SHIELD e-Health Platform por un potenciómetro, todo esto debido a que la SHIELD no dispone de una librería previamente creada o que este disponible para su utilización en la aplicación Proteus, que fue aquella en la que se diseñó el circuito esquemático. La función del potenciómetro dentro del circuito será simular el estímulo de voltaje emitido por el sensor de la SHIELD, de manera que el circuito equivalente se saltará la parte del procesamiento de señales realizado por el sensor e-Health, pero servirá para validar el funcionamiento de los servomotores empleados en el diseño y que estos respondan con el movimiento deseado según sea el tipo de señal inducida. A continuación, se observa el esquemático del circuito equivalente simulado en Proteus:

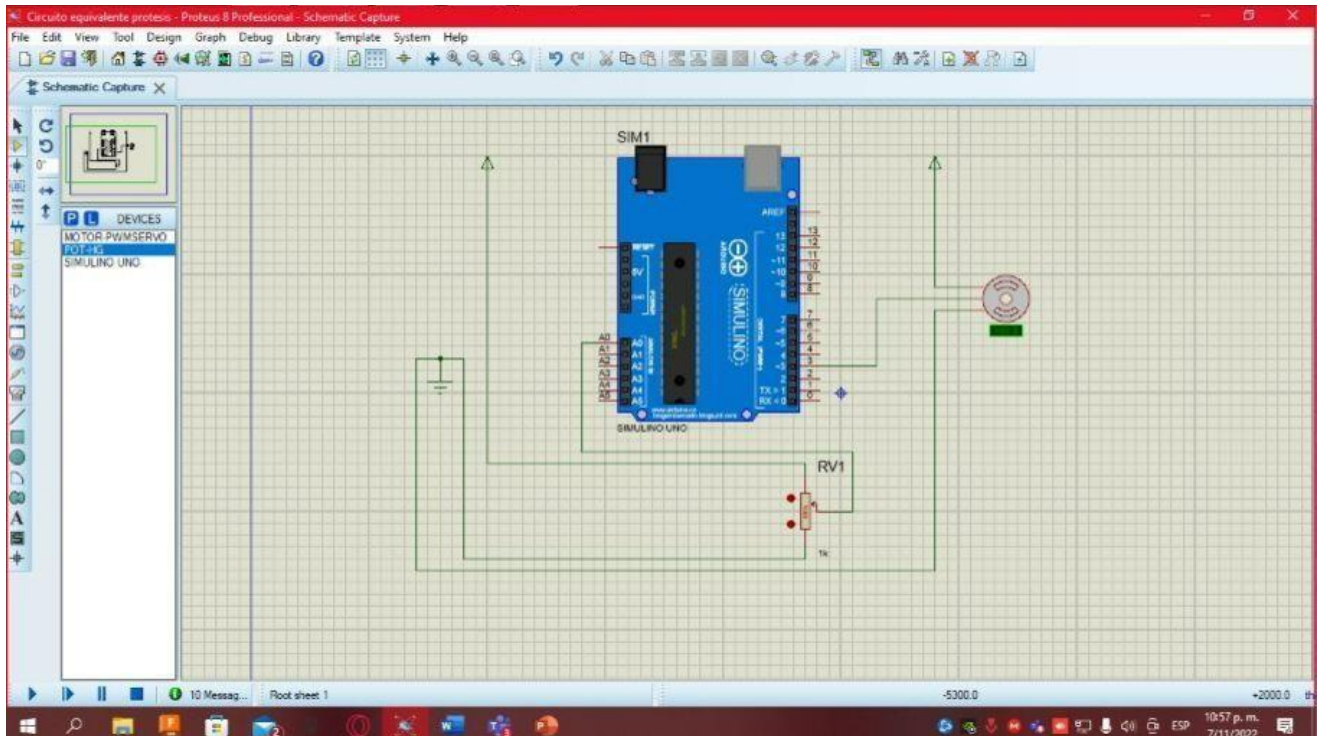


Ilustración 38. Circuito esquemático equivalente diseñado en Proteus.

Fuente: Elaboración propia.

Código:

Durante la implementación del algoritmo, se plantea inicialmente un algoritmo que asistido por las librerías Servo, e-Health display y e-Health pueda realizar la adquisición y procesamiento de la señal mioeléctrica enviada por el musculo, almacenarla e inmediatamente traducirla para que los servomotores se muevan de manera casi instantánea. Como todo programa de la plataforma Arduino, el código se compone de 2 partes una vez declaradas las librerías y variables globales del sistema, una parte de en la cual se realizaran las configuraciones de inicio del sistema de control, en la cual se configuran los ángulos iniciales a los cuales se encontrarán los servomotores, la velocidad de movimientos predeterminada de los mismos, la definición de los puertos en la placa en los cuales se enviaran las señales digitales que producirán el movimiento

de los servomotores y finalmente el establecimiento de la comunicación serial a una velocidad de 115200 baudios (esta es la unidad a la que trabaja de forma predeterminada de fábrica el sensor de la SHIELD) mientras que a su vez se activa el monitor serie con el fin de controlar que los datos recibidos por el sensor no posean irregularidades. Una vez terminada la etapa de configuración inicial del código, se procede a la segunda parte del mismo que consta del ciclo que será repetido siempre que el sistema esté en funcionamiento, esta etapa del código consiste en realizar preguntas y dependiendo de si la respuesta se encuentra en los parámetros de respuesta especificados para la misma se realizará un movimiento u otro, todo esto mediante la función lógica “if”, ciertamente esto sería grosso modo, desde un punto de vista más específico el bloque loop preguntará al sensor de la SHIELD e- Health sensor acoplada por medio del Arduino mediante la función “if” si es que este está recibiendo una señal de voltaje calibrada por un factor de corrección especificado por el fabricante calculado de la siguiente manera:

$$V = \frac{Val \cdot 5}{1024}$$

∴ Val = Valor leído por el sensor

Ecuación 1. Factor de corrección del voltaje de la señal leída por el sensor.

- En caso de que el resultado del cálculo sea menor o igual al valor de voltaje mínimo (1.4 V) especificado, los servos no se moverán.
- En caso de que el resultado del cálculo se encuentren dentro de un intervalo abierto entre el voltaje mínimo y 1.5V, los servomotores se activarán girando en el sentido de las manecillas del reloj.

- En caso de que el resultado del cálculo se encuentre dentro de un intervalo abierto entre el 1.5V y 1.6V, los servomotores se activaran girando en el sentido contrario a las manecillas del reloj.

El código puede observarse en su totalidad en la sección de anexos del proyecto.

Código empleado en la simulación:

Debido a las restricciones de software anteriormente mencionadas, el código previsto para el circuito completo del proyecto fue levemente retocado en las secciones que corresponden a la señales generadas por el sensor de la SHIELD, para efectos de comprobar el funcionamiento previsto de los movimientos realizados por los servomotores se utiliza un potenciómetro el cual se declara como una entrada análoga y se almacena en las variables destinadas a guardar los datos de la señal EMG, eliminando parcialmente el factor de corrección aplicado a la tensión, pues la señal del potenciómetro difiere en gran medida a la enviada en primer instancia por los electrodos del sensor electromiográfico. Sin embargo, se mantiene el uso de las declaraciones de las variables utilizadas para los servos, mientras que en el ciclo utilizado no se realizan ningún cambio aparente.

El código puede observarse en su totalidad en la sección de anexos del proyecto.

RESULTADOS

La prótesis cuenta con un diseño antropométrico similar en forma y dimensiones a la mano humana, presenta cinco dedos de los cuales solo el pulgar presenta manejo individual por medio de su servomotor independiente, mientras los cuatro dedos restantes en forma continua mediante cordeles y servomotor de manera principal.

El dedo pulgar posee un mecanismo oblicuo que permite la oposición de este con un rango de movimiento un poco mas limitado al de la mano humana normal que comprende normalmente un rango de 0° - 90° , debió al mecanismo de ensamble utilizado para el diseño de la prótesis el dedo pulgar posee solo un rango mucho menor.

Se valida el funcionamiento del código propuesto mediante la simulación del circuito equivalente en la aplicación Proteus, donde es posible evidenciar que la respuesta de los actuadores con respecto al estímulo de voltaje presentado corresponde a la adecuada como se observa en la siguiente ilustración:

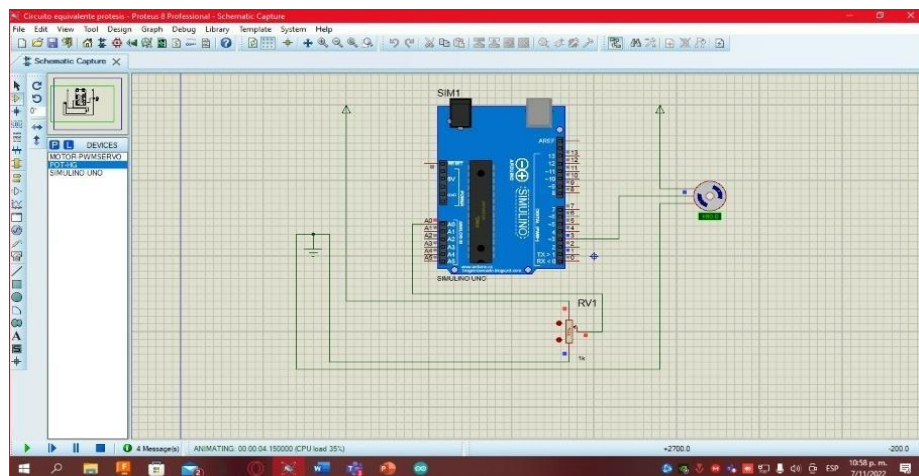


Ilustración 39. Simulación del circuito equivalente en el programa Proteus.

Fuente: Elaboración propia.

El sistema de control cumple los parámetros para desarrollar los mecanismos de la prótesis, no es invasivo y además permite una integración externa, debido a que el sensor utilizado no altera la forma y diseño de la prótesis.

El diseño propuesto es valido para la realización de los objetivos funcionales y estéticos marcados durante el desarrollo del proyecto, cumpliendo con las

condiciones de peso y longitud requeridas para ser usados por un ser humano sin necesidad de hacer grandes esfuerzos físicos por parte de la persona.

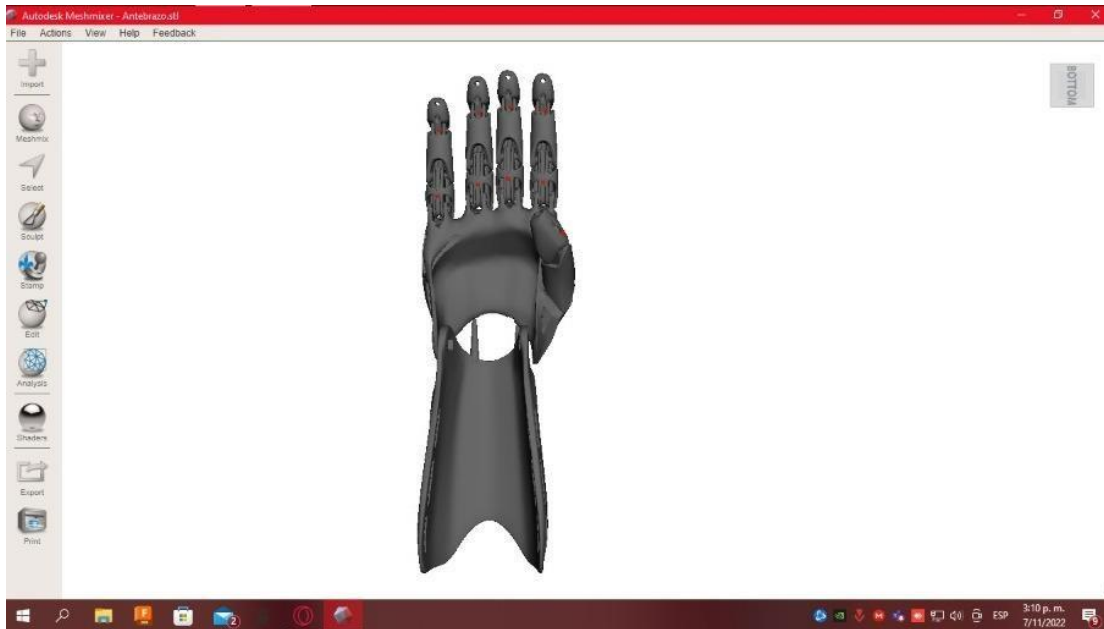


Ilustración 40. Diseño final de la prótesis (sin elementos del circuito) en posición anatómica.

Fuente: Elaboración propia.

Los materiales utilizados en la prótesis presentan alta disponibilidad en el mercado, facilidad de replicación, de manera tal que la producción en masa de este sería viable y con tiempo de producción rápida, resultando económico el desarrollo de este tipo de prótesis.

Gracias a las simulaciones realizadas en el programa Fusion360 fue posible comprobar que los materiales en los que se prevé realizar el ensamble de la prótesis cuentan con la resistencia mecánica, térmica y física para soportar el conjunto de fuerzas a los que se prevé estará expuesta la misma durante su funcionamiento.

DISCUSION (ANALISIS DE RESULTADOS)

Conforme al diseño del concepto planteado, se lograron seleccionar los elementos requeridos a fin de obtener un diseño idóneo que cumpliera con los objetivos planteados en el presente proyecto.

En efecto, al finalizar el diseño de detalle, se obtuvo un prototipo de mano mioeléctrica (se puede observar en la ilustración), la cual cuenta con los elementos necesarios para manipular algunos volúmenes geométricos conforme a la anatomía del paciente, y permite que su funcionamiento se efectúe mediante una prótesis instrumentado.

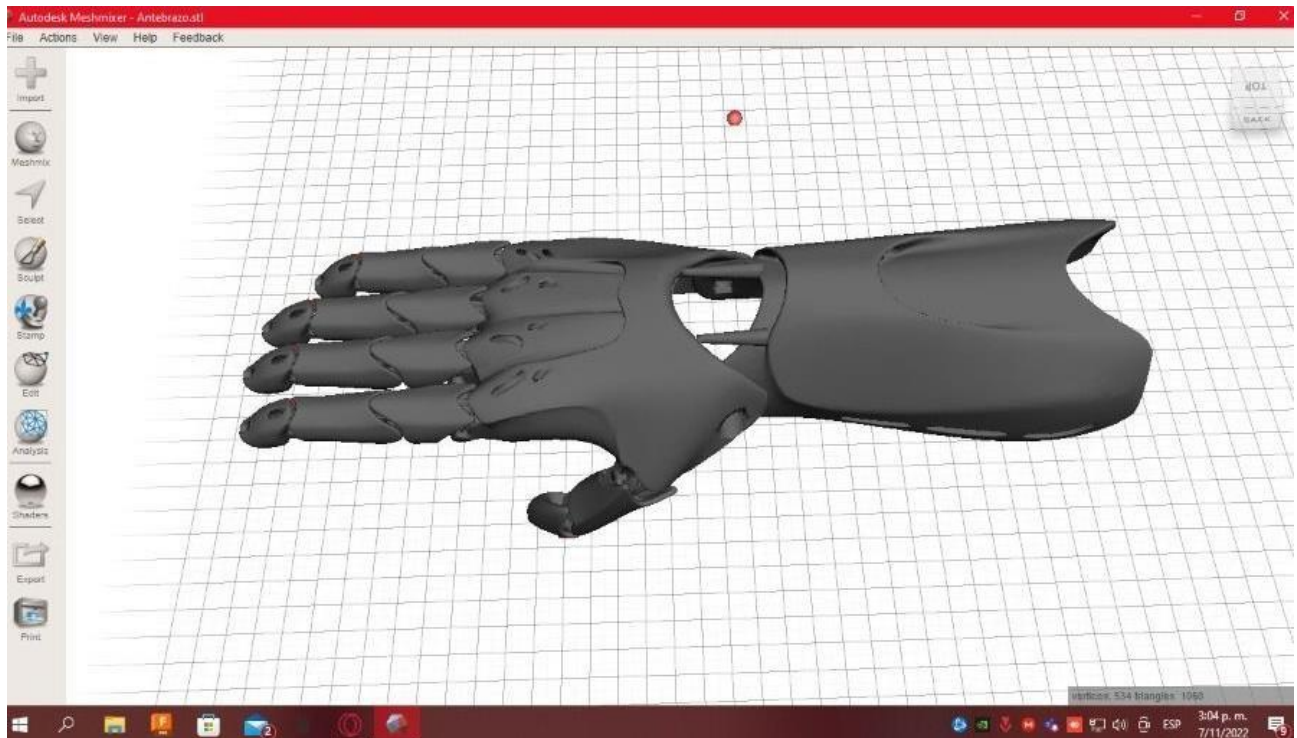


Ilustración 41. Diseño final de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

Asimismo, para evaluar el comportamiento del sistema, se plantearon diferentes pruebas. Partiendo de aquellas, fue posible obtener las siguientes características de la prótesis diseñada, a saber:

El prototipo puede emular, en sus movimientos básicos, la mano humana. Para mostrar lo anterior, se realizó la “Prueba de ejecución de mandos predefinidos”, Esta prueba permitió implementar una secuencia automática a ser ejecutada por el sistema, el cual realiza los movimientos sin ninguna dificultad y de manera óptima. Igualmente, en esta secuencia se muestran los movimientos básicos que pueden ser efectuados con los tres grados de libertad que se implementaron.

En lo anterior se puede concluir que el sistema puede ser un elemento terminal recomendable para la manipulación de diferentes objetos de nuestro diario vivir, el cual ayudaría a suplir la necesidad que actualmente presentan algunos de las personas que presentan discapacidad de miembro superior, y que por ende requieren el uso de una prótesis. En efecto, las propiedades del presente diseño, implementadas en una visión más real, podrían no solamente efectuar tareas de manipulación de volúmenes geométricos, sino también manipular objetos con configuraciones asimétricas.

Para finalizar, es importante aclarar que la concordancia con el objetivo general del proyecto y los alcances propuestos, lo diseñado en el presente trabajo es un prototipo de mano mioeléctrica la cual tiene como finalidad emular la mano humana en su capacidad de maniobrabilidad y agarre básicos. Una implementación real de la prótesis requiere de un análisis y de un estudio pertinente de otras variables y factores, según las condiciones del entorno al cual estaría sometido el sistema planteado en el diseño, que permitirán en su momento, determinar si es viable su implementación. Este estudio arroja unas conclusiones generales que eventualmente se podrían tener en cuenta a la hora de desarrollar de este prototipo de forma real.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Al finalizar el proyecto, se concluye que los objetivos planteados al inicio se alcanzaron satisfactoriamente, logrando un diseño intuitivo, reproducible, aplicable, visionándolo a personas de bajo recursos, que presentan discapacidad de miembro superior.

Desde el punto de vista del diseño, se logró diseñar un dispositivo con un cono de enchufe a medida como lo desee el paciente, que se acopla sin problemas al mismo, y que presenta una fijación sencilla y cómoda al brazo. Estéticamente, la prótesis intenta reflejar la anatomía del brazo, teniendo en cuenta que se valoró el espacio interno para la colocación de componentes enfocándonos en la parte transradial de la prótesis.

En el diseño del sistema se permite configurar la posición de cada dedo en conjunto, lo que le agrega funcionalidad a la prótesis, al igual que el cambio de modo (movimientos). Teniendo en cuenta que la prótesis fue diseñada para uso doméstico, los servomotores seleccionados cumplen con el objetivo. Sin embargo, a la hora de levantar objetos pesados, los mismos no presentan el suficiente torque. Por otro lado

La interfaz de usuario lograda es intuitiva, y le da al usuario la capacidad de utilizar y manejar la prótesis a su manera.

Podemos decir que a lo largo del proyecto se encontraron con dificultades que se ven a diario en la formación de los Ingenieros Biomédicos, lo que marca la importancia del trabajo interdisciplinario. El espacio que brinda la facultad para el desarrollo y el conocimiento nos permitió superar las adversidades que se cruzaron en el camino. El proyecto fue pensado para aumentar el bienestar de una persona amputada, aplicando la ingeniería en el desarrollo de este. Creemos que la misma es una herramienta clave en el desarrollo de dispositivos y/o aplicación-

“Prótesis Funcional de Miembro Superior transradial”, que les den la posibilidad a las personas con discapacidad a mejorar su calidad de vida.

REFERENCIAS

- Mediprax. (2018). *¿Cómo funciona una prótesis mioeléctrica?* | Mediprax. Mediprax.mx. <https://mediprax.mx/como-funciona-una-protesis-mioelectrica/>
- Brooker, C. (2010). *Diccionario médico*. Editorial El Manual Moderno.
- *Algunos datos sobre las personas con discapacidad* | *Disabilities ES*. (2015). Un.org. <https://www.un.org/development/desa/disabilities-es/algunos-datos-sobre-las-personas-con-discapacidad.html>
- Ministerio de Salud y protección social. (2014). Boletín observatorio de discapacidad nacional. Recuperado de; <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/Boletin-OND-3.pdf>
- https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf
- World Health Organization. (2021, November 24). *Discapacidad y salud*. Who.int; World Health Organization: WHO. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
- *La discapacidad y la estadística* | *Disabilities ES*. (2015). Un.org. <https://www.un.org/development/desa/disabilities-es/la-discapacidad-y-la-estadistica.html>
- H. Rouviere and A. Delmas. (2007). *Anatomía Humana*, 11th ed. Barcelona, España: Masson, , no. 3.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2018). *Principios de anatomía y fisiología/Principles of Anatomy and Physiology*. Editorial Médica Panamericana, 15a Ed., Buenos Aires, Argentina.
- J. L. Loaiza and N. Arzola, (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. no. 169, pp. 191–200,. [Online]. Available: <http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>.

- A. Alonso Alonso, R. Hornero Sánchez, P. Espino Hurtado, R. De la Rosa Steinz, and L. Liptak. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *Mapfre Medicina*, vol. 13, no. 1, pp. 11–19.
- Díaz, J. & Dorador, J. (2009). Mecanismos de Transmisión y Actuadores Utilizados en Prótesis de Mano. *Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM*, pp. 335–345.
- H. Lorenzo Yustos, J. A. Álvarez Ordoñez, P. Lafont Morgado, J. L. Muñoz Sanz, and J. Muñoz García, (octubre 2007). “Mecanismo articulado de mano de maniquí”. [Online]. Available: <http://www.arteuna.com/talleres/lab/maquinariasantiguas.pdf>.
- L. Carvajal, “Diseño de un método para capturar señales mioeléctricas de miembros superiores,” *Florencia-Caquetá*, p. 10. [Online]. Available: <http://uametodologia.files.wordpress.com/2011/05/articulo-metodologia2.pdf>.
- J. C. Díaz Montes and J. Dorador González, “Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano,” pp. 335–345, septiembre 2009.
- A. Vivas and E. Aguilar, “Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano robótica,” pp. 1–6.
- J. Pedreño Molina, A. Guerrero González, and J. López Coronado, “Estudio de los sensores táctiles artificiales aplicados a la robótica de agarre,” p. 9. [Online]. Available: <http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXI/documentos/003.pdf>.
- Quinayás-Burgos, C. A., & Gaviria-López, C. A. (2015). Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica. *Ingeniería y Universidad*, 19(1), 27-50.
- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. *Revista avances en sistemas e informática*, 4(1), 127-136.

- Montes, J. D., & González, J. D. (2009, September). Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. In *Memorias del XV Congreso internacional anual de la SOMIM* (pp. 335-345).
- Brito, J. L., Quinde, M. X., Cuzco, D., & Calle, J. I. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano.
- Bautista, E., Cavanzo, A., Rojas, L. (2017). CREACIÓN DE EMPRESA PARA LA PRODUCCIÓN Y COMERCIALIZACIÓN DE BRAZO EXTENSIBLE. (Trabajo de grado). Universidad Cooperativa de Colombia. Bogotá.
- López, L. A. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1).
- Visconti, P., Gaetani, F., Zappatore, G. A., & Primiceri, P. (2018). Technical features and functionalities of Myo armband: An overview on related literature and advanced applications of myoelectric armbands mainly focused on arm prostheses. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 11(1), 1-25.
- Castano, L. M., & Flatau, A. B. (2014). Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review. *Smart Materials and structures*, 23(5), 053001.
- Saudabayev, A., & Varol, H. A. (2015). Sensors for robotic hands: A survey of state of the art. *IEEE Access*, 3, 1765-1782.
- RAE. (2001). Diccionario de la Real Academia Española. Recuperado el 7 de Marzo de Noviembre de 2022, de Real Academia Española: <http://lema.rae.es/drae/?val=amputaci%C3%B3n>.
- ISO 8549. (2003). Prosthetics and orthotics – Functional deficiencies – Description of the person to be treated with an orthosis, clinical objectives of treatment, and functional requirements of the orthosis. Now ISO 8551:2020. International Organization for Standardization.
- MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL. (2005). Decreto 4725. Colombia, Bogotá.

- MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL. (2009). Decreto 3275. Colombia, Bogotá.
- INEI. Perfil sociodemográfico de la población con discapacidad, 2017. [En línea]INEI, 2017. [Citado el: 1 de octubre de 2020] https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1675/libro.pdf
- DANE. (2017). Marco Legal De La Discapacidad. Obtenido de Marco Legal De La Discapacidad:
https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/marco_legal.pdf
- Tominaga, H. A. T., Benítez, F. F., Tavira, J. V., Miguel, H., Arias, B., & Martínez, J. S. V. Diseño y Construcción de una Prótesis de Brazo Mecánico mediante impresión 3D.
- Molina Moreno, C. (2019). DESARROLLO Y DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE BRAZO EN CÓDIGO ABIERTO IMPRESA EN 3D.
- Marlin P. Jones and Associates inc. (s.f.). Datasheet: MG995 High Speed Servo Actuator. Recuperado de; <https://www.mpja.com>
- Marlin P. Jones and Associates inc. (s.f.). Datasheet: MG90 High Speed Servo Actuator. Recuperado de; <https://www.mpja.com>
- Cooking Hacks. (2017). e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi. Recuperado de: <https://www.cookinghacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduinoraspberry-pi-medical>.
- *Arduino*. (2022). Arduino Uno Rev3. Recuperado de:
https://store.arduino.cc/products/arduino09-uno-rev3?_gl=1*1by7t4n*_ga*MTE1Njk0NjExNS4xNjYxNzIyMDI5*_ga_NEXN8H46L5*MTY2NzU5NzAyMi4yLjEuMTY2NzU5NzEzMy4wLjAuMA.
- Corona, L. Abarca, G. Mares J. (2014). Sensores y actuadores aplicaciones con Arduino.
- Angelo, J. (2007). Robotics: A Reference Guide to the New Technology. Westport: Greenwood Press.
- Eynard, A. R., Valentich, M. A., & Rovasio, R. A. (2008). *Histología y embriología del ser humano: bases celulares y moleculares*. Ed. Médica Panamericana.

- Castaño Osorio, P. A., & Zuluaga Montoya, F. A. (2016). Diseño de un sistema electrónico de sensor cromático para la selección grano de café.
- Aguilar, C., & Rafael, J. (2021). Análisis de métodos no paramétricos en la identificación de sistemas de control.
- Gorosito, M. A., & Jara, N. (2017). Prótesis funcional del miembro superior controlada a partir de dispositivo Myo (Bachelor's thesis, Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales.).
- Ramirez, D. R., Moreno, C. E. R., Bayona, M. Á. N., Torres, S. L. T. L., & Rueda, M. Á. G. (2020). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología. *Morfología*, 12(1), 11-30.

ANEXOS

Código:

```
#include <eHealth.h>
```

```
#include <eHealthDisplay.h>
```

```
#include <Servo.h>
```

```
#include <Wire.h>
```

```
float Val;
```

```
int EMG = 10;
```

```
int SEMG;
```

```
Servo servo1; //Dedos
```

```
Servo servo2; //Pulgar
```

```
Servo servo3; //Muñeca
```

```
Servo servo4; //
```

```
//Velocidades de los servos
```

```
int s1Vel = 15; //Dedos
```

```
int s2Vel = 25; //Pulgar
```

```
int s3Vel = 20; //Muñeca
```

```
int s4Vel = 20; //
```

```
void setup() {  
  
  int s1Pos, s2Pos, s3Pos, s4Pos; //Posición base a la que estarán los servos.  
  
  Serial.begin(115200);  
  
  pinMode(EMG, INPUT);  
  
  SEMG = eHealth.getEMG(); //Leemos el valor de la señal de EMG (para estar seguros).  
  
  Serial.println(SEMG);  
  
  servo1.attach(3); // Valor del pin de salida para el servo1  
  
  servo2.attach(4); // Valor del pin de salida para el servo2  
  
  servo3.attach(5); // Valor del pin de salida para el servo3  
  
  servo4.attach(6); // Valor del pin de salida para el servo4  
  
  
  // POSICIONES INICIALES  
  
  s1Pos = 150;  
  
  servo1.write(s1Pos);  
  
  
  s2Pos = 150;  
  
  servo2.write(s2Pos);  
  
  
  s3Pos = 150;  
  
  servo3.write(s3Pos);  
  
  
  s4Pos = 150;  
  
  servo4.write(s4Pos);  
  
}
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
  Val = EMG * (5.0 / 1023.0);
```

```
  Serial.println(Val);
```

```
  if (Val <= 1.4) {
```

```
    servo1.write(0); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
    servo2.write(0); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
    servo3.write(0); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
    servo4.write(0); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
    delay(50);
```

```
  }
```

```
  if (Val >= 1; Val <= 1.5) {
```

```
    for (int i = 0; i < 90; i += 2) {
```

```
      servo1.write(i); // mueve el servo según la lectura analoga.
```

```
      servo2.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
      servo3.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
      servo4.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura
```

```
      delay(100);
```

```
    }
```

```
if (Val >= 1.6) {  
    for (int i = 0; i < -90; i += 2) {  
        servo1.write(i); // mueve el servo según la lectura analoga.  
        servo2.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura  
        servo3.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura  
        servo4.write(i); // Mueve servo del dedo segun la lectura  
        delay(100);  
    }  
}  
}  
}
```

Código empleado en la simulación:

```
#include <Servo.h>

#include <Wire.h>

Servo servo1;

int pot = A0; // potenciómetro que simulará la señal EMG para la prueba del circuito en proteus.

int Val = 0;

int pos = 10;

void setup()

{

    Serial.begin(9600);

    servo1.attach(3);    // servo en pin 3

    servo1.write(150);

    pinMode(pot, INPUT);    // Potenciómetro como entrada.

}

void loop()

{

    Val = analogRead(pot);

    Serial.println(Val);

    if (Val <= 1.4)

    {

        servo1.write(0);    // Mueve servo del dedo según la lectura
```

```
        delay(50);
    }

    if (Val >= 1; Val <= 1.5)
    {
        for (int i = 0; i < 90; i += 2)
        {
            servo1.write(i);    // mueve el servo según la lectura analoga.

            delay(100);
        }

        if (Val >= 1.6)
        {
            for (int i = 0; i < -90; i += 2)
            {
                servo1.write(i);    // mueve el servo según la lectura analoga.

                delay(100);
            }
        }
    }
}
```

