



FACULTAD DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS APLICADAS

Trabajo de fin de Carrera titulado:

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO BIOMECANICO BRAZO –
MANO POR MEDIO DE SENSOR MUSCULAR**

Realizado por:

SANTIAGO ROGELIO PÉREZ MORA

Director del proyecto:

ING. JAIME VINICIO MOLINA OSEJO MSc.

Como requisito para la obtención del título de:

MAGISTER EN DISEÑO INDUSTRIAL Y PROCESOS

QUITO, MARZO del 2023

DECLARACIÓN JURAMENTADA

Yo, SANTIAGO ROGELIO PÉREZ MORA, ecuatoriano, con Cédula de ciudadanía N° 1717411555, declaro bajo juramento que el trabajo aquí desarrollado es de mi autoría, que no ha sido presentado anteriormente para ningún grado o calificación profesional, y se basa en las referencias bibliográficas descritas en este documento.

A través de esta declaración, cedo los derechos de propiedad intelectual a la

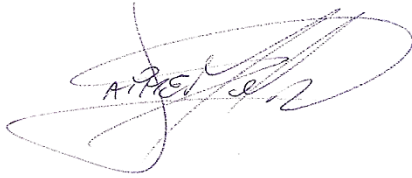
UNIVERSIDAD INTERNACIONAL SEK, según lo establecido en la Ley de Propiedad Intelectual, reglamento y normativa institucional vigente.

SANTIAGO ROGELIO PÉREZ MORA

C.I.: 1717411555

DECLARACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS

Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.



Jaime Vinicio Molina Osejo

Máster en Diseño Industrial y de Procesos

LOS PROFESORES INFORMANTES:

PhD.(c) Diana Belén Peralta Zurita Msc.

Ing. Diego Patricio González Sacoto Mg.

Después de revisar el trabajo presentado lo han calificado como apto para su defensa oral ante el tribunal examinador.



PhD.(c) Diana Belén Peralta Zurita Msc.

Ing. Diego Patricio González Sacoto Mg.

Quito, 04 de abril de 2023

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

SANTIAGO ROGELIO PÉREZ MORA

C.I.: 1717411555

Índice de contenidos

DECLARACIÓN JURAMENTADA	2
DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE	5
RESUMEN	13
ABSTRACT	14
INTRODUCCIÓN	15
ANTECEDENTES	18
DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	24
OBJETIVOS	25
OBJETIVO GENERAL	25
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	25
JUSTIFICACION	25
HIPÓTESIS	27
ESTADO DEL ARTE	27
PRÓTESIS ESTÉTICAS – PASIVA	29
PRÓTESIS MECÁNICAS.	30
PRÓTESIS INFANTILES.....	35
ANÁLISIS DE FUNCIONALIDAD	37
GRADOS DE LIBERTAR	40
ANTROPOMETRÍA	41
SENSOR DE SEÑAL MUSCULAR	42
MANUFACTURA.....	47
MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)	48
Polímero ABS.....	50
Polímero PLA	50
METODOLOGÍA	52
TIPO DE INVESTIGACIÓN	52
Método de investigación.....	52
Técnica de investigación	52

PROCESO DE DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS BIOMECÁNICA.....	53
PARÁMETROS INICIALES DE DISEÑO.	53
Restricciones de diseño.	53
Antropometría.....	54
Grados de libertad.	57
TRANSFORMACIÓN HOMOGÉNEA PARCIAL	59
DISEÑO DE PRÓTESIS.	64
Selección de material.....	64
Open Source.....	70
Manufactura.....	80
Tiempo de manufactura	82
Sensores EMG – superficial	93
RESULTADOS	97
PESO.....	97
Costo diseño	99
Costo impresión.....	100
Consumo de material	102
Costo de dispositivos de control.....	102
PROTOTIPO FINAL.....	105
Protocolo de pruebas	105
DISCUSIÓN	113
CONCLUSIÓN	116
RECOMENDACIONES	119
BIBLIOGRAFÍA	120
ANEXOS	124

Índice de tablas

TABLA 1 PRECIO EN DÓLARES AMERICANOS DE PROTÉSICAS ANTROPOMÓRFICAS DISPONIBLES EN EL MERCADO INTERNACIONAL.....	16
TABLA 2 ESTADÍSTICA POR TIPO Y PORCENTAJE DE DISCAPACIDAD EN EL ECUADOR.....	20
TABLA 3 ESTADÍSTICA POR TIPO DE DISCAPACIDAD Y GRUPO ETARIO EN EL ECUADOR.....	21
TABLA 4 ESTADÍSTICA DE DISCAPACIDAD POR TIPOS DE GÉNEROS.	21
TABLA 5 ESTADÍSTICA POR PORCENTAJE DE DISCAPACIDAD DE PERSONAS LABORALMENTE ACTIVAS,	22
TABLA 6 ESTADÍSTICA DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD – LABORALMENTE ACTIVAS DEFINIDA POR GRUPO ETARIO.	23
TABLA 7 ESTADÍSTICA POR TIPO DE GÉNERO EN DISCAPACIDAD LABORALMENTE ACTIVA.....	23
TABLA 8 TOTAL DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA ENERO 2022 - ECUADOR.....	24
TABLA 9 PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA DE 30% AL 49% ENERO 2022 - ECUADOR.....	26
TABLA 10 MANOS PROTÉSICAS MIOELECTRICAS DISPONIBLES EN EL MERCADO. (SEGURA1 ET AL., 2020)	34
TABLA 11 INFORMACIÓN SENSOR MIOELECTRICO	43
TABLA 12 COMPARATIVA DE POLÍMEROS PLA - ABS	50
TABLA 13 RESTRICCIONES DE DISEÑO DE PROTOTIPO BIOMECÁNICO.....	53
TABLA 14 DATOS DE GRUPO ANTROPOMETRÍA	54
TABLA 15 MEDIDAS DE LONGITUD DE DEDOS DE LA MANO	56
TABLA 16 TABLA ANTROPOMÉTRICA ACOPLA95	56
TABLA 17 RESULTADO DH	58
TABLA 18 MOVIMIENTO DE LA ARTICULACIÓN DE LOS DEDOS.....	59
TABLA 19 TRANSFORMADA HOMOGÉNEA - COLAB	59
TABLA 20 TABLA DE MEDIDAS	60
TABLA 21 POSICIÓN INICIAL PULGAR.....	61
TABLA 22 POSICIÓN FINAL PULGAR	61
TABLA 23 POSICIÓN INICIAL ÍNDICE.....	61
TABLA 24 POSICIÓN FINAL ÍNDICE	61
TABLA 25 POSICIÓN INICIAL MEDIO.....	62
TABLA 26 POSICIÓN FINAL MEDIO	62
TABLA 27 POSICIÓN INICIAL ANULAR	62
TABLA 28 POSICIÓN FINAL ANULAR.....	62
TABLA 29 POSICIÓN INICIAL MEÑIQUE	63
TABLA 30 POSICIÓN FINAL MEÑIQUE	63
TABLA 31 RESUMEN DEFLECTOR FINAL DE CADA DEDO.	63

TABLA 32 VALOR DE RESISTENCIA A FATIGA DE MATERIALES POLÍMERO.....	65
TABLA 33 VALOR DE ENERGÍA NECESARIA PARA MANUFACTURA CON MATERIAL POLÍMERO.....	67
TABLA 34 REFERENCIA EN DURABILIDAD - ENTORNO CONSTRUIDO CON MATERIALES POLÍMERO.....	67
TABLA 35 REFERENCIA DE BIODEGRADABLE CON MATERIALES POLÍMERO.....	68
TABLA 36 REFERENCIA DE PRECIO DE MATERIALES POLÍMERO.....	69
TABLA 37 MODIFICACIÓN DE MEDIDAS.....	72
TABLA 38 PARÁMETROS DE LA IMPRESORA 3D - CREALITY.....	80
TABLA 39 PARÁMETROS PARA IMPRESORA 3D.....	81
TABLA 40 DATOS DE IMPRESIÓN 3D DE FALANGES.....	83
TABLA 41 TABLA CON DATOS DE IMPRESIÓN 3D DE SOPORTE PALMAR.....	84
TABLA 42 TABLA CON DATOS DE IMPRESIÓN 3D DE ANTEBRAZO.....	85
TABLA 43 TABLA CON DATOS DE IMPRESIÓN 3D DE SOPORTE ACCESORIOS.....	87
TABLA 44 PRESENTACIÓN DE CANTIDAD DE PIEZAS Y ELEMENTOS DE SUJECIÓN.....	88
TABLA 45 PESOS POR CADA ELEMENTO DE LA PRÓTESIS.....	97
TABLA 46 RESUMEN DE DATOS DE TIEMPO EN DISEÑO POR CADA ELEMENTO DE PRÓTESIS.....	99
TABLA 47 RESUMEN DE DATOS DE TIEMPO DE IMPRESIÓN 3D POR CADA ELEMENTO DE PRÓTESIS.....	100
TABLA 48 VALOR ECONÓMICO DETERMINADOS POR GRAMO DE MATERIAL.....	102
TABLA 49 PRECIOS CONSOLIDADOS DE ELEMENTOS ELECTRÓNICOS EN CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS.....	103
TABLA 50 PRECIOS CONSOLIDADOS DE LOS COMPONENTES IMPLEMENTADOS.....	103
TABLA 51 TABLA DE PRÓTESIS MIOELECTRICAS DISPONIBLES.....	104
TABLA 52 DATOS ESTABLECIDO PARA VALIDACIÓN DE SENSOR MUSCULAR.....	108
TABLA 53 DATOS DEL SENSOR EN MUESTRA - HOMBRE.....	109
TABLA 54 PRESENTACIÓN DE NUMERO DE ACCIONAMIENTO.....	112
TABLA 55 PORCENTAJE DE DISMINUCIÓN DE PRECIO.....	115

Índice de figuras

FIGURA 1 UBICACIÓN DE ARTICULACIONES Y SEGMENTOS DEL BRAZO.	28
FIGURA 2 PRÓTESIS ESTÉTICA BRAZO - MANO.	29
FIGURA 3 CONFIGURACIONES DE SIMULADORES DE PRÓTESIS DE MANO	32
FIGURA 4 ARMAZÓN DE LA MANO CILÍNDRICA DE DELFT.	33
FIGURA 5 ESQUEMA DE PRÓTESIS MIOELECTRICA DE MANO – ANTEBRAZO	34
FIGURA 6 PRÓTESIS PARA INFANTES	36
FIGURA 7 ESTRUCTURA ÓSEA DE MIEMBRO SUPERIOR.	37
FIGURA 8 ARTICULACIÓN DE MANO.	38
FIGURA 9 CLASIFICACIÓN USUAL DE LOS TIPOS ESTRUCTURALES DE PERSONAS. SEGÚN SHELDON.....	41
FIGURA 10 DIMENSIÓN DE MANO.	42
FIGURA 11 SENSOR MIOELECTRICO DE SUPERFICIE COMERCIAL.	43
FIGURA 12 SENSOR MIOELECTRICO INTRAMUSCULAR.....	44
FIGURA 13 SENSOR MIOELECTRICO DE EMG	44
FIGURA 14 UBICACIÓN DE ELECTRODOS EN BRAZO.	45
FIGURA 15 SENSOR MIOELECTRICO DE IMPEDANCIA.....	46
FIGURA 16 SENSOR MIOELECTRICO DE FUERZA	46
FIGURA 17 ESQUEMA DE MODELO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA.	49
FIGURA 18 DATOS RELEVANTES EN LONGITUD DE DEDOS.....	55
FIGURA 19 REPRESENTACIÓN DE CINEMÁTICA DIRECTA DE DH.....	58
FIGURA 20 GRÁFICA DE RESISTENCIA A FATIGA DE POLÍMEROS - CES EDUPACK.....	65
FIGURA 21 GRÁFICA DE ENERGÍA EN EXTRUSIÓN DE POLÍMEROS - CES EDUPACK.....	66
FIGURA 22 GRÁFICA DE PRECIO POR KILOGRAMO DE POLÍMEROS - CES EDUPACK.	68
FIGURA 23 PARÁMETROS DE MATERIAL POLÍMERO PLA.....	70
FIGURA 24 DISEÑO MANO DERECHA - INMOOV	71
FIGURA 25 PIEZAS DE FALANGES DE LOS DEDOS.....	72
FIGURA 26 PIEZAS CONSTITUTIVAS DE LOS DEDOS DE LA MANO DERECHA. PULGAR, ÍNDICE, MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE.	73
FIGURA 27 DISEÑO DE PALMA MANO DERECHA	74
FIGURA 28 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS DE PRÓTESIS ANTEBRAZO	76
FIGURA 29 DISEÑO DE PARTE SUPERIOR DE ANTEBRAZO DE LA MANO DERECHA.	77
FIGURA 30 DISEÑO DE PARTE INFERIOR DE ANTEBRAZO DE LA MANO DERECHA.	78
FIGURA 31 PASADORES DE ENSAMBLE.....	79
FIGURA 32 CR-10 SERIES 3D PRINTER.	80

FIGURA 33 PIEZA SOPORTE DE SERVO MOTORES - INTERNO.....	85
FIGURA 34 PIEZAS RUEDA SOPORTE - TENDÓN.....	86
FIGURA 35 GUÍA SOPORTE DE TENDÓN.....	86
FIGURA 36 BASE DE ANTEBRAZO	87
FIGURA 37 ELEMENTOS CONSTITUTIVOS DE MANO DERECHA.	88
FIGURA 38 DIRECTRIZ DE UBICACIÓN DE PIEZAS POR DEDO.....	89
FIGURA 39 DIRECTRIZ DE UBICACIÓN DE PIEZAS DEDO PULGAR -PALMA DE MANO.....	90
FIGURA 40 DIRECTRIZ DE UBICACIÓN DE PIEZAS ACOPLE DEDO MEÑIQUE - ANULAR - PALMA DE MANO....	90
FIGURA 41 DIRECTRIZ DE UBICACIÓN DE PIEZAS ACOPLE MUÑECA.....	91
FIGURA 42 DIRECTRIZ DE UBICACIÓN DE PIEZAS DE ANTEBRAZO.	92
FIGURA 43 DIRECTRIZ FINAL DE COMPONENTES PRÓTESIS.	92
FIGURA 44 UBICACIÓN DE MÚSCULO FLEXOR LARGO DEL PULGAR.....	94
FIGURA 45 UBICACIÓN DE MÚSCULO FLEXOR COMÚN DE LOS DEDOS	94
FIGURA 46 PLACA TRATAMIENTO SEÑAL SENSOR MUSCULAR	95
FIGURA 47 CABLE TRIPOLAR EMG.....	96
FIGURA 48 TIPOS DE ELECTRODOS GELIFICADOS	96
FIGURA 49 PESOS POR GRUPO DE ELEMENTOS.....	98
FIGURA 50 PROTOTIPO DCPB ² M ² SM	105
FIGURA 51 ACEPTACIÓN DE ELECTRODOS GELIFICADOS.....	106
FIGURA 52 INTERACCIÓN DE SENSOR CON PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIOMECÁNICA.....	107
FIGURA 53 TEMPERATURAS MÍNIMA Y MÁXIMA DE LA CIUDAD DE QUITO EN EL AÑO 2023.	108
FIGURA 54 VERIFICACIÓN DE VALORES DE SEÑAL DEL SENSOR MUSCULAR.....	110
FIGURA 55 SEGUIMIENTO DE DATOS ADQUIRIDOS.....	111

Índice de anexos

ANEXO A CONSENTIMIENTO INFORMADO DEL USUARIO	124
ANEXO B PLANOS DE DISEÑO INMOOV OPEN SOURCE 3D PRINTED LIFE – SIZE ROBO,OPEN SOURCE.....	126
ANEXO C PLANOS CONEXIÓN ELECTRÓNICA.	127
ANEXO D PROGRAMACIÓN EN SISTEMA DE CONTROL.....	128
ANEXO E HOJA DE DATO DE SENSOR MUSCULAR.....	130

Resumen

El presente proyecto se enfoca en el diseño y construcción de un prototipo funcional por método de manufactura aditiva con modelado deposición fundida (Fused Deposition Modeling - FDM) de una prótesis biomecánica de brazo - mano por medio de sensor muscular. Este prototipo presenta modificaciones en aspectos de antropometría, sensores, actuadores y sistema de control, para adecuar una comparación con las prótesis comerciales tradicionales. En la primera etapa se definen los parámetros iniciales de diseño y construcción, con las restricciones del diseño, determinación de medidas antropométricas, además de conocer los grados de libertad en el desarrollo del prototipo de prótesis. En la segunda etapa tiene como centro la aplicación de las restricciones con la selección del material a utilizar y el tipo de manufactura que permita cumplir las restricciones de tiempo para la aplicación y costos reducidos resultantes de la implementación del prototipo. En la tercera fase se presenta la aplicación del sensor muscular de tipo electromiografía (EMG) el cual realiza la adquisición de datos para la reproducción de los movimientos de flexión y extensión de las articulaciones de la prótesis. Finalizada la construcción y la programación de la prótesis se procede a realizar pruebas de funcionalidad para validar su utilidad y funcionalidad. El peso total de 448 gramos y un precio menor del 91,24% de la prótesis más económica, muestran que esta tecnología es competente para el desarrollo de prótesis precisas y económicas, lo que puede mejorar la calidad de vida de las personas que presenta una disminución física de extremidad superior.

Palabras clave: Prototipo, prótesis, mano, sensor, EMG, FDM, medicina.

Abstract

The present project focuses on the design and construction of a functional prototype of a biomechanical arm-hand prosthesis using the Fused Deposition Modeling (FDM) additive manufacturing method, through the use of a muscular sensor. This prototype presents modifications in aspects of anthropometry, sensors, actuators, and control system to allow for comparison with traditional commercial prostheses. In the first stage, the initial design and construction parameters are defined, with the design constraints, determination of anthropometric measurements, and identification of degrees of freedom in the development of the prosthetic prototype. The second stage focuses on the application of constraints through the selection of the material to be used and the type of manufacturing that allows for compliance with time constraints for application and reduced costs resulting from the implementation of the prototype. In the third phase, the application of an electromyography (EMG) muscular sensor is presented, which acquires data for the reproduction of flexion and extension movements of the prosthetic joints. After the construction and programming of the prosthesis, functionality tests are performed to validate its usefulness and functionality. The total weight of 448 grams and a lower price of 91.24% compared to the cheapest prosthesis, demonstrate that this technology is competent for the development of precise and economical prostheses, which can improve the quality of life of people with physical upper limb disabilities.

Keywords: Prototype, prosthesis, hand, sensor, EMG, FDM, medicine.

Introducción

De acuerdo con información compartida por el Banco Mundial y la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que alrededor de 1.300 millones de personas en el mundo, equivalente al 15% de la población, viven con algún tipo de discapacidad, según se detalla en el "Informe Mundial sobre la Discapacidad". (World Health Organization. & World Bank., 2022), con prevalencia en los países que se encuentra en vías de desarrollo, de este valor aproximadamente el 3% de personas presentan una discapacidad importante, la cual conlleva a tener un grado de vulnerabilidad y experimentar aspectos adversos en su falta de educación, oportunidades de trabajo, ingresos económicos. (PNUD, 2021)

Según la OMS, la discapacidad es un fenómeno complejo, que representa la interacción entre las limitaciones físicas, mentales, cognitivas o sensoriales de una persona, y las barreras en el entorno, ya sean físicas, políticas, sociales o culturales.

El desarrollo de derecho procura eliminar las barreras físicas, económicas y sociales, aumentando la disponibilidad de dispositivos y tecnología de apoyo, con el propósito de mejorar el estilo de vida, actividades y mejorar la prestación de servicios.(Dco, 2021)

El cuerpo humano en conjunto de acciones para realizar una actividad interactúa los diferentes segmentos del cuerpo, permitiendo su desarrollo con el entorno a través de la capacidad de manipular los objetos de forma independiente, con ello al presentar una disminución en la capacidad física (Brazo – Mano), pierde la independencia de acción ya sea por enfermedades, accidentes de tránsito o factores congénitos presentes.

En la actualidad, se desarrolla investigaciones a nivel mundial enfocado a presentar elementos externos a la fisiología de extremidades superiores, existiendo alternativas de prótesis usadas de formas externas (desmontable) u otras con mayor intervención tecnológica (reinervación muscular dirigida – TMR).(Svensson et al., 2017)

- De esta manera: Según Linares y Rosas (2019), en el artículo “Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior”, cumple con el objetivo de proporcionar movimiento a las prótesis de brazo – mano. (Linares-Enríquez & Rosas-Acosta, 2019)
- De esta manera: Según Xu, Kumar, Matsuoka y Todorov (2018), en el artículo “Diseño de un sistema de dedos robóticos antropomórficos con articulaciones artificiales biomecánica”, contraste el metodolo de control aplicado en mayor desarrollo en Control Proporcional Integral derivativa - PID. (Xu et al., 2018)
- De esta manera: Según Xu, Kumar y Todorov (2019), en el artículo “Diseño, actuación y modelado: Una mano robótica antropomórfica de bajo coste modular y de veinte 20 grados”, destaca la posibilidad en la reducción de costo y tiempo de disponibilidad de prótesis. (Xu et al., 2019)

Se considera que las prótesis son dispositivos artificiales que se utilizan para reemplazar la parte del cuerpo que falta, pero no para sustituir completamente la extremidad. En lugar de ello, estas prótesis proporcionan una restauración parcial de la estética y la funcionalidad perdida.

El factor decisivo en la solución protésica es el precio asignado por tipo de tecnología, durabilidad y estética, este rango de precios varía entre 6.600 y 100.000 dólares por tipo de prótesis disponible a nivel internacional, como se muestra en la tabla 1. (Almeida et al., 2019)

Tabla 1

Precio en dólares americanos de protésicas antropomórficas disponibles en el mercado internacional.

Denominación comercial	Manufactura	Grados de libertad	Número de actuadores	Precio (USD)
Bebionic 3	Ottobock	6	5	11.000
Hero Arm	Open Bionics	5 ó 6	3 ó 4	6.600

I-limb ultra	Össur	6	6	Inicia 33.000
LUKE Arm (Radial Configuration)	Mobius Bionics	6	6	100.000
Michelangelo Hand with Axon Rotation	Ottobock	4	3	60.000
TASKA Hand	TASKA Prosthetics	8	6	35.000
VINCENT Evolution 3	Vicent Systems	6	6	-

Nota: Esta tabla muestra la empresa que fabrica, con el número de grados de libertad, el número de actuadores (servomotores) y el precio en dólares americanos de prótesis antropomórficas en el mercado internacional.

En Ecuador, la falta de accesibilidad y disponibilidad de materiales, tecnologías y herramientas ha dificultado la implementación de constructoras de prótesis. Además, el costo elevado para restablecer la funcionalidad ha limitado a las personas con discapacidad, ya que la variación de precios excede su capacidad económica.

En la actualidad se ha extendido el desarrollo de prototipos de prótesis mano – brazo, por investigación a nivel nacional, sin ser representativo la creación de empresas dedicadas a la producción personalizada. (Krausz et al., 2020)

La manufactura de un prototipo de brazo biomecánico que utiliza sensores musculares para reproducir los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano, con el objetivo de ayudar a las personas que han perdido su miembro superior derecho (transradial) y cumplir con las necesidades específicas de la aplicación

Antecedentes

Los avances tecnológicos y la mejora en el campo de las prótesis en Ecuador han llevado a la creación de diferentes prototipos que se basan en temas similares al propuesto, como se evidencia a continuación:

El autor Garcés (2010), en su trabajo *“Diseño para una prótesis acoplable al antebrazo que permita el uso de herramientas básicas”*, el objetivo es mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad en sus extremidades superiores, a través del desarrollo de la función motora mediante la implementación de herramientas como ganchos, pinzas y desarmadores, que se acoplan mecánicamente a un prototipo de prótesis. Como resultado, se obtiene una mejora en el tipo de agarre que proporciona el prototipo y la capacidad de realizar actividades cotidianas con mayor funcionalidad y movilidad. (Garcés Unda, 2010)

En Ecuador, la fabricación de prótesis ha priorizado la anatomía del antebrazo y la selección de materiales adecuados. El objetivo por alcanzar es la construcción de prototipos de bajo costo, centrado en información esencial sobre el componente mecánico de la extremidad superior y los movimientos que presenta la misma, se ha logrado construir diferentes prototipos de prótesis activas y funcionales con la selección de número de articulaciones, antropometría y menor peso. Ahora, estos mecanismos son finitos en cuanto a la funcionalidad y adaptabilidad, comparados con la disminución sufrida, las prótesis disponibles en Ecuador las prótesis disponibles se consideran como sustitutos básicos y no han experimentado el mismo nivel de avance tecnológico que se ha experimentado en la biomedicina.

El avance tecnológico y determinación de los parámetros para la mejora y actualización de prótesis, lo ha realizado Vargas (2015), en el artículo *“Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)”*, el objetivo es mejorar el estudio y los movimientos generados por el miembro superior, así como actualizar la estética de la prótesis. Para lograr esto, se están considerando mejoras que incluyan un sistema de muñeca móvil y facilidad en las actividades cotidianas. El resultado será una prótesis con mayor movilidad y similitud en los movimientos cinemáticos en comparación

con las prótesis pasivas. Un aporte significativo es la investigación que enfatiza la solución de apertura y cierre de sus componentes para la sujeción de objetos. (Vargas Pérez et al., 2015)

Es relevante destacar la importancia de realizar un análisis en Ecuador sobre la utilidad de la manufactura aditiva como un medio de producción alternativa y la aplicación de la tecnología de impresoras 3D para adaptar las medidas relacionadas con los miembros superiores, específicamente en el diseño y producción de prótesis de brazo - mano. A nivel internacional, diversas instituciones están llevando a cabo investigaciones sobre la funcionalidad anatómica del cuerpo para recrearla y mejorar el tratamiento de control, con el objetivo de replicar la estructura corporal disminuida y lograr una mayor adaptabilidad y funcionalidad en las prótesis.

La investigación y aplicación el desarrollado por Galván y Del Milagro (2019), en el artículo “Análisis de Patrones en Señales Musculares de Extremidad Superior Mediante técnicas de Machine Learning”, este enfoque se centra en mejorar la técnica de análisis de señales de electromiografía (EMG) para controlar prótesis, clasificando las señales en dos grupos principales. Se implementan estudios complementarios y mejoras para el desarrollo de prótesis que permitan un movimiento más natural y preciso de los dispositivos, así encontramos además a Batzianoulis, Krausz, Simon, Hargrove y Billard (2018), el artículo “Decodificación de la intención de agarre a partir de la electromiografía durante los movimientos de alcance”, esta tecnología ofrece una forma más natural e intuitiva de controlar dispositivos protésicos, ya que permite que el cierre del agarre se controle con el movimiento de alcance, lo que reduce los retrasos en la interacción entre la intención del usuario y la respuesta del dispositivo. (Galván & del Milagro, 2019) (Batzianoulis et al., 2018)

Todo contenido en un análisis de cumplimiento bajo la premisa de “Diseño y fabricación de una mano de seis grados de libertad de código abierto”, desarrollado por Krausz, Rorrer y Weir, el control por electromiografía (EMG) por medio de señales eléctricas que se produce cuando se contrae un músculo de forma voluntaria. Encontrando restrictivos en un número

limitado de puntos de control muscular que pueden utilizar, limitando el control específico del prototipo de prótesis de extremidad superior. (Krausz et al., 2016a)

En el campo de la restitución de la capacidad de movilidad (prótesis), es importante mencionar el presente estudio que apoya la creación de prótesis de inferior costo y alta funcionalidad. Además, se deben incluir detalles sobre los mecanismos y materiales adecuados para garantizar el correcto funcionamiento de una prótesis de brazo - mano.

Definición del problema

En el Ecuador reconoce un total de personas con discapacidad registradas en el registro nacional de discapacidad por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidad (CONADIS), un total de 471.205 personas actualizado a enero del 2022, diferenciado por tipo de discapacidad:

- Física (45,66%)
- Intelectual (23,12%)
- Auditiva (14,12%)
- Visual (11,54%)
- Psicosocial (5,55%)

La representatividad de discapacidad física de 215.156 personas de la población en el registro del Ecuador (CONADIS, 2022), se dispone por los diferentes grados de discapacidad, como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2

Estadística por tipo y porcentaje de discapacidad en el Ecuador

Grado discapacidad	30% - 49%	50% - 74%	75% - 84%	85% - 100%
Física	49,24%	32,52%	12,02%	6,23%

105.948 pers. 69.959 pers. 25.853 pers. 13.396 pers.

Nota: Esta tabla muestra la discapacidad seleccionada y los diferentes porcentajes de discapacidad dispuesta por el CONADIS al año 2022 en el Ecuador, además establece el número de personas con su porcentaje.

Además, se considera los rangos de edades que presenta la discapacidad física en el Ecuador, como se muestra en la tabla 3.

Tabla 3

Estadística por tipo de discapacidad y grupo etario en el Ecuador.

Grupo Etario	0 - 3 años	4 - 6 años	7 - 12 años	13 - 18 años	19 - 24 años	25 - 35 años	36 - 64 años	>65 años
	0,46%	1,17%	3,32%	3,64%	4,26%	10,45%	46,54%	30,16%
Física	1.000 pers.	2.517 pers.	7.153 pers.	7.826 pers.	9.157 pers.	22.490 pers.	100.129 pers.	64.884 pers.

Nota: Esta tabla muestra los grupos etario dispuesta por el CONADIS al año 2022, además del número – porcentaje de las personas que integran cada uno de ellos.

Es necesario contar con información complementar de los diferentes géneros presente en la discapacidad física, como se muestra en la tabla 4.

Tabla 4

Estadística de discapacidad por tipos de géneros.

Tipo - Género	Femenino	LGBTI	Masculino
----------------------	-----------------	--------------	------------------

Física	93.308 pers.	12 pers.	121.836 pers.
--------	--------------	----------	---------------

Nota: Esta tabla muestra los géneros descritos por el CONADIS al año 2022, además del número de personas por cada género que dispone una discapacidad física.

La base orientada en etapa de desarrollo productivo, el rango de edad de 19 a 64 años presenta un total de 131.776 personas con un porcentaje del 61,25%, considerable del total de personas con discapacidad física.

En información de Personas con Discapacidad Laboralmente Activas, representa un valor de 34.578 personas de la población en el registro del Ecuador (CONADIS, 2022), se dispone por grado de discapacidad, como se muestra en la tabla 5.

Tabla 5

Estadística por porcentaje de discapacidad de personas laboralmente activas,

Grado discapacidad	30% a 49%	50% a 74%	75% a 84%	85% a 100%
Física	64,78% 22.401 pers.	29,78% 10.299 pers.	4,33% 1.496 pers.	1,10% 382 pers.

Nota: Esta tabla muestra el número de personas específicas que conforman los rangos de discapacidad física que son laboralmente activas, con su porcentaje correspondiente.

Contamos con más información de rangos de edad que considera como laboralmente activas que cuentan con discapacidad física y especifica el número de cada una de ellas, como se muestra en la tabla 6.

Tabla 6

Estadística de personas con discapacidad – laboralmente activas definida por grupo etario.

Grupo Etario	13-17 años	18-24 años	25-35 años	36-50 años	51-64 años	>65 años
Física	0%	2,16%	18,47%	41,62%	31,79%	5,96%
	1pers.	746 pers.	6.385pers.	14.393pers.	10.993pers.	2.061pers.

Nota: Esta tabla muestra el número de personas especifica que conforman por rango de edad que son laboralmente activas.

Y es necesario aplicar el segmento en dos géneros, presente en la discapacidad física, como se muestra en la tabla 7

Tabla 7

Estadística por tipo de género en discapacidad laboralmente activa.

Tipo - Género	Femenino	Masculino
Física	12.320 pers.	22.258 pers.

Nota: Esta tabla muestra el número de personas especifica por los dos géneros e información descrita por la antropometría y es nuestro grupo focal que desarrolla el prototipo de prótesis biomecánico.

Según la información recopilada sobre personas con discapacidad que están en edad laboralmente activa, el número total de individuos en el rango de edad de 18 a 64 años es de 32.517, lo que representa un porcentaje muy bajo (94,04%) en comparación con el total de personas con discapacidad física que se encuentran laboralmente activas.

Planteamiento del problema

La discapacidad visible o evidente, se considera el tener una amputación o amputaciones, a nivel mundial millones de personas sufren discapacidad física, en el Ecuador se registra 110.054 personas que se encuentran como Personas con Discapacidad Laboralmente Disponible para realizar una actividad económica o desarrollo laboral, como se muestra en la tabla 8.

Tabla 8

Total de personas con discapacidad física enero 2022 - Ecuador.

Información	Discapacidad Física	Rango Edad 19 a 64 años	Segmento Investigación
Registro Nacional	215.156 pers.	131.776 pers.	99.259 pers.
Laboralmente Activas	34.578 pers.	32.517 pers.	

Nota: Esta tabla muestra el número de personas que se registran a nivel nacional y segmentada al número de personas con discapacidad que se encuentran laboralmente activas.

El 83,93% de las personas con discapacidad registradas por el CONADIS en Ecuador no están activas laboralmente, lo que limita significativamente su capacidad para llevar a cabo actividades cotidianas. Esto se relaciona directamente con su nivel socioeconómico, ya que muchas de estas personas no tienen acceso a prótesis debido a la limitada tecnología disponible en el país.

La falta de una amplia gama de prótesis económicas y tecnológicas en Ecuador impide reducir el porcentaje de personas en situación de no estar activas laboralmente y mejorar su calidad de vida, como se busca en otros países. Además, Ecuador presenta limitaciones en cuanto al desarrollo de prótesis de bajo costo, movilidad, reducción de peso, complejidad de control, tiempo de fabricación y grados de libertad para su uso en la biomecánica del cuerpo.

Objetivos

Objetivo General

- Construir un prototipo de prótesis biomecánico de brazo – mano que generara movimiento por medio de sensor muscular, para el desarrollo de actividades de sujeción a personas que hayan perdido el miembro superior derecho.

Objetivos Específicos

- Analizar los grados de libertad de prótesis brazo – mano, con la evaluación de ventajas y desventajas en términos de funcionalidad y costo, para proporcionar restricciones en el diseño más avanzado que permita la eficiencia en el movimiento.
- Evaluar la funcionalidad del diseño de un prototipo biomecánico en la generación de movimiento en las articulaciones de la mano, con pruebas de tarea motora y uso del prototipo, con el fin de establecer las bases para el desarrollo de prótesis.
- Valorar la viabilidad del método de manufactura aditiva para los componentes del prototipo de brazo – mano, con la comparación de precisión y costo de fabricación tradicional, para establecer la viabilidad de asequibilidad económica y eficiencia de movimiento.
- Especificar el material termoplástico para impresión 3D aplicado al desarrollo de prótesis de brazo – mano, con el análisis de propiedades físicas y mecánicas de los diferentes materiales termoplásticos compatibles con el costo - tiempo, para el cumplimiento de funcionalidad de movimiento.
- Validar la efectividad del sensor muscular en la generación de los movimientos del prototipo biomecánico de brazo – mano, con la precisión y eficacia de generación de movimiento naturales, para la mejorar del prototipo en la recepción de señales EMG.

JUSTIFICACION

Al presentar 49.043 personas enfocados en el 30% a 49% grado de discapacidad física en el Ecuador que ha perdido una extremidad, como se muestra en la tabla 9.

Tabla 9

Personas con discapacidad Física de 30% al 49% enero 2022 - Ecuador.

Información	Discapacidad Física	Rango Edad 19 a 64 años	Segmento Investigación
Registro Nacional	105.948 pers.	70.376 pers.	49.043 pers
Laboralmente Activas	22.401 pers.	21.333 pers.	

Nota: Esta tabla muestra el número de personas del segmento de investigación enfocado, que presenta la discapacidad física y rango de edad.

En el Ecuador enfatiza la necesidad de mejorar el desarrollo en las actividades que se encuentran bajo sus competencias, en el que se enfoca mejorar la condición física de acción de agarre por la ausencia de una extremidad superior (brazo – mano), y presenta diseños y manufactura que permite la recreación de movilidad con mayor complejidad y no invasiva. (Krausz et al., 2016b)

Mostrarse de acuerdo a la solución que consienta mejorar el modo de vida de las personas que no han logrado disponer de una prótesis funcional, debido a uno de los elementos más decisivos que es el precio. Según los valores expuestos por Alexandre Calado en el trabajo de Almeida, Moreira (2019), fluctúan entre 6.600 y 100.00 dólares americanos en dependencia de su manufactura. Esto determina un costo elevado por su funcionalidad. (Almeida et al., n.d.)

El acceso a prótesis y dispositivos de asistencia en Ecuador y otros países en desarrollo suele ser limitado debido a factores como la escasez de recursos y la falta de infraestructura apropiada. Sin embargo, el estado actual de las prótesis en Ecuador es específico y necesita una mejor explicación para poder entenderlo.

Sin embargo, existen organizaciones y programas gubernamentales en Ecuador que proporcionen prótesis a través de subvenciones o programas de seguridad social, así como

organizaciones no gubernamentales y ONG`s que brinden apoyo financiero y logístico para el acceso a prótesis, se listan algunas que desarrollan el trabajo en el Ecuador:

- Prótesis Imbabura – Fundación Jen Lee – Ibarra.
- Junta de Beneficencia de Guayaquil - Fundación “The Ellen Meadows Prosthetic Hand” - Guayaquil
- Fundación Cien Piés – Range of Motion Project – Quito
- Empresa Publica Desarrollo, Acción Social y Educación (DASE) – Proyecto Dame una Mano – Guayaquil.

En la presente investigación conserva el objetivo principal de consolidar y presentar de manera viable la creación de una prótesis biomecánica de brazo - mano que funcione por medio de un sensor muscular, permitiendo recrear el movimiento de una mano y ser controladas por los músculos restantes con el fin de mejorar las actividades cotidianas de las personas con discapacidad física en un costo accesible.

HIPÓTESIS

Con la implementación de una prótesis brazo – mano biomecánica que puede dar mejora significativa a la capacidad de movimiento de la extremidad superior, a un bajo costo en el Ecuador.

ESTADO DEL ARTE

Existen muchas pautas para seleccionar una prótesis brazo – mano adecuada. Los factores asociados a esta decisión incluyen:

- Nivel de diferencia del miembro,
- Necesidades vocacionales y recreativas,
- Objetivos funcionales del individuo,
- Exigencias laborales y domésticas,
- Prioridades estéticas.

Importante, una prótesis no satisface de forma completa todas las pautas antes mencionadas, es necesario contar con más de una opción de prótesis para el cumplimiento de necesidades funcionales. (The Office of Quality & Office of Evidence Based Practice, 2014)

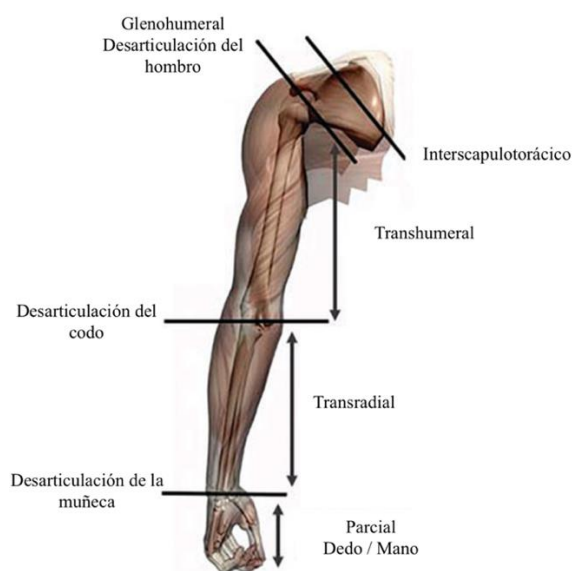
Las opciones disponibles se clasifican según los siguientes descriptores:

- Estética - pasiva,
- Mecánica - impulsada por el cuerpo,
- Eléctrica - impulsada eléctricamente,
- Híbrida y
- específica para una actividad o tarea.

La combinación de dos o más opciones se presenta por recomendación en concreto, ya que no todos los componentes son compatibles entre sí cuando se combinan. Esta selección se define en función del nivel de amputación que describe, como se muestra en la figura 1. (Trent et al., 2020)

Figura 1

Ubicación de articulaciones y segmentos del brazo.



Nota: Esta figura muestra las articulaciones que conforma el brazo, además de nombrar los segmentos que compone la posible pérdida física.

Prótesis Estéticas – Pasiva

La meta principal de las prótesis estéticas – pasiva es reproducir de manera similar la estructura y aspecto anatómico humano, en lugar de su funcionalidad. El nivel de detalle en su apariencia se logra mediante el uso de materiales específicos como elastómeros, silanos, silicona, látex flexible y PVC rígido, que ofrecen las características necesarias para las prótesis, como elasticidad, resistencia a altas temperaturas, alta resistencia a la rotura, menor peso y mantenimiento de la función estética de la prótesis, como se muestra en la figura 2.

Figura 2

Prótesis estética brazo - mano.



Nota: Esta figura muestra un ejemplo de una prótesis estética, con los detalles de un brazo – mano.

El valor económico relacionado a la prótesis es de bajo costo, ya que adquiere un único molde de sujeción para su porte en la estructura base de la persona que ha mantenido una disminución física. (Brito et al., 2013)

Además, pueden tener componentes que requieran manipulación manual, activada desde el brazo opuesto o empujar la prótesis contra algo del entorno. Estas acciones se considerarían

de naturaleza "pasiva" porque no están impulsadas ni por la parte del cuerpo afectada ni por un motor.

Prótesis mecánicas.

Las prótesis mecánicas se enfocan en cumplir funciones específicas como la apertura y cierre de un número limitado de componentes, pero esto también restringe el movimiento de la extremidad superior. Esta limitación se relaciona con la interacción con la anatomía del usuario.

A pesar de tener un mayor nivel de movilidad que las prótesis estéticas, su capacidad para agarrar objetos está limitada por su geometría y tamaño y su dependencia de un mayor número de componentes. Además, su costo es mayor debido a la necesidad de recrear la estructura, antropometría y apariencia de la anatomía humana, además de ofrecer movilidad.

Con la evolución acelerada de los campos tecnológicos, y la participación de la mecánica en el ámbito de la medicina – biomecánica, con la Robótica, Manufactura Aditiva, Internet de las cosas (IoT) permite crear prototipos con sistemas funcionales sólidos e intuitivos con movimientos naturales que contribuye a mejorar el estilo de vida de las personas con discapacidad física. (Brito et al., 2013)

Sí, existen nuevos tipos de prótesis que son más eficientes y personalizadas, con mejoras en las medidas y mayor capacidad de reproducir movimientos naturales. Algunos ejemplos de estos tipos de prótesis incluyen:

- Prótesis eléctricas: utilizan señales eléctricas para controlar el movimiento de la prótesis.
- Prótesis mioeléctricas: utilizan señales musculares para controlar el movimiento de la prótesis.
- Prótesis híbridas: combinan la tecnología eléctrica y mioeléctrica para proporcionar un mayor control y movimiento.

- Prótesis neumáticas: utilizan aire comprimido para controlar el movimiento de la prótesis.
- Prótesis biomecánicas: imitan la estructura y el funcionamiento del cuerpo humano.
- Prótesis biónicas: combinan la tecnología y la biología para crear una prótesis que se integra con el cuerpo humano.

Las prótesis biomecánicas y mioeléctricas son dos tipos diferentes de prótesis de miembro superior.

Las prótesis biomecánicas: son aquellas que utilizan mecanismos mecánicos para controlar el movimiento de la prótesis. Estos mecanismos pueden ser controlados por cables, poleas, correas y otros elementos mecánicos. Estas prótesis pueden ser controladas por el usuario mediante el movimiento de los músculos restantes en el brazo o el hombro. Sin embargo, estas prótesis requieren un esfuerzo físico y una fuerza de presión significativa para activar los mecanismos.

Algunos estudios han utilizado simuladores para desarrollar y evaluar dispositivos terminales, como la investigación de prótesis por Smit (2015), en el artículo “La ligera mano cilíndrica de Delft: La primera mano multi articulada que cumple los requisitos básicos del usuario” y otra muy importante por Berning (2014) en el artículo, “Comparación del pretensor de apertura voluntaria y cierre voluntario accionado por el cuerpo para actividades de la vida diaria”. (Smit et al., 2015) (Berning et al., 2014)

Los simuladores también se han utilizado para obtener información sobre los procesos de aprendizaje de personas no amputadas durante el entrenamiento con simuladores de prótesis y la adquisición de habilidades protésicas en usuarios de prótesis accionadas por el cuerpo, en la figura tres representa la simulación de prótesis de mano biomecánica. (IEEE Robotics and Automation Society. et al., 2020), como se muestra en la figura 3.

Figura 3

Configuraciones de simuladores de prótesis de mano

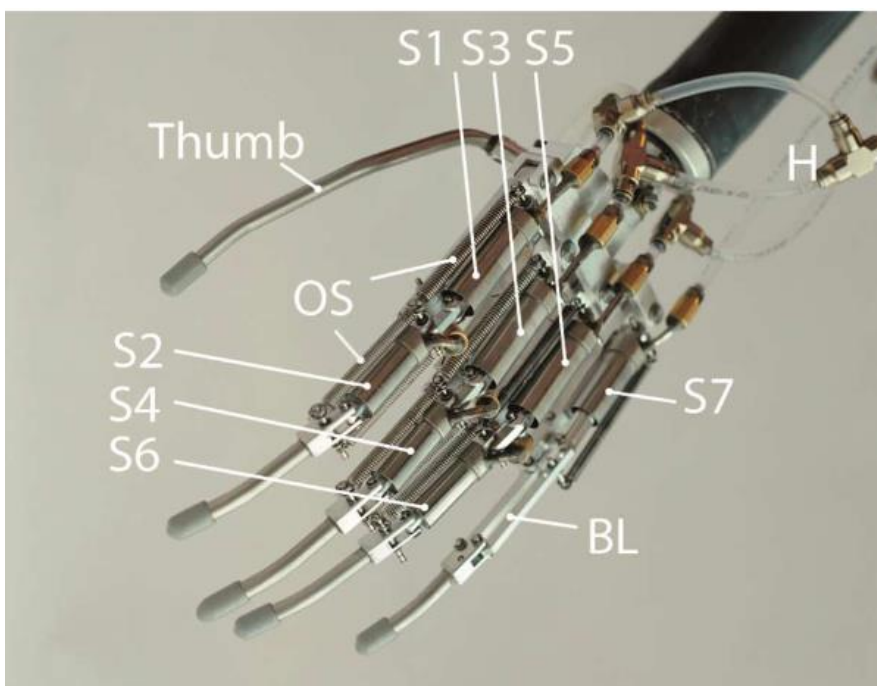


Nota: Esta figura muestra una prótesis biomecánica de mano, por accionamiento de músculos o tendones del antebrazo hacia los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique.

En el ámbito industrial, se han implementado mecanismos con actuadores de diferentes tipos, algunos con mayor presencia eléctrica y otros con funcionamiento básico. Sin embargo, entre los dispositivos terminales disponibles, las manos implementadas con actuadores por el cuerpo tienen el mayor índice de rechazo por parte de los usuarios. Estas manos son pesadas, requieren una gran fuerza de agarre por parte del usuario y producen una baja fuerza de pellizco debido a las ineficiencias mecánicas. Además, su forma no es muy antropomórfica y sus dedos son rígidos, lo que limita su capacidad de agarre, como se muestra en la figura 4. (Smit et al., 2015)

Figura 4

Armazón de la mano cilíndrica de Delft.

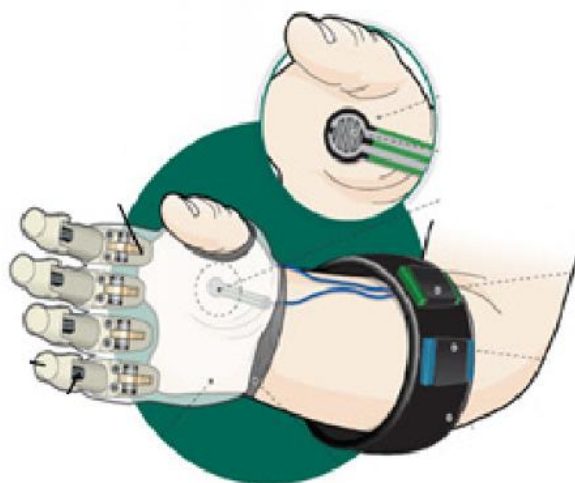


Nota: Esta figura muestra un armazón de la prótesis “La mano ligera cilíndrica de Delft”, indicando sus componentes que interviene para el accionamiento.

Las prótesis mioeléctricas: por otro lado, utilizan señales eléctricas generadas por los músculos restantes para controlar el movimiento de la prótesis. Estas señales eléctricas son captadas por sensores en la prótesis, que luego utilizan para activar los mecanismos de control. Estas prótesis son más precisas y naturales en el movimiento, ya que pueden responder a los cambios sutiles en la señal eléctrica del músculo. Sin embargo, son más costosas y requieren un mayor mantenimiento, como se muestra en la figura 5.

Figura 5

Esquema de prótesis mioeléctrica de mano – antebrazo






Nota: Esta figura muestra la relación de la prótesis mecánica con la interacción de un sensor muscular y la ubicación de esta para la movilidad de los dedos índice, medio, anular y menique.

Según Segura (2020), enuncia en su trabajo, que existen empresas que brinda una prótesis de brazo - mano de forma comerciales, como se muestra en la tabla 10. (Segura1 et al., 2020)

Tabla 10

Manos protésicas mioeléctricas disponibles en el mercado. (Segura1 et al., 2020)

Prótesis	Material	Sensor	Referencia
I-limb	Aluminio	Dos electrodos superficiales	

Michelangelo	Acero - Aluminio	Sensor – cirugía	
Bebionic	Aluminio – Fibra de carbono	Dos sensores - electrodos	

Nota: Esta tabla muestra el nombre comercial de la prótesis, el material del cual esta manufactura, el nivel de interacción del sensor miomuscular y una imagen referencial de la misma.

Estas presentan diferentes características que permite:

- Programar patrones de movimiento
- Control independiente (sensor)
- Ajuste de velocidad y fuerza de agarre
- Material de sujeción

En resumen, las prótesis biomecánicas son controladas mediante mecanismos mecánicos y requieren un esfuerzo físico para activarlas, mientras que las prótesis mioelectricas utilizan la señal eléctrica de los músculos residuales para controlar el movimiento y son más precisas y naturales en el movimiento.

Prótesis infantiles.

Existen prótesis de brazo y mano para niños de seis meses a tres años, pero son escasa para edad temprana. Sin embargo, algunas empresas y organizaciones han desarrollado prótesis

especialmente diseñadas para niños pequeños en esta edad. Estas prótesis pueden ser simples, como una muñeca de madera o plástico, o más sofisticadas, con mecanismos de control y sensores, como se muestra en la figura 6.

Figura 6

Prótesis para infantes



Nota: Esta figura muestra varios ejemplos de prótesis desarrolladas para infantes, con diferentes características, enfocado en mantener una relación con las medidas antropométricas.

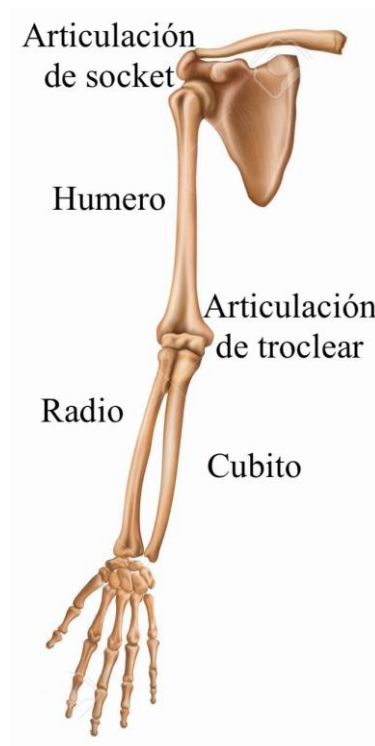
Además, algunos profesionales de la salud, especialmente fisioterapeutas y ortopedistas pediátricos, pueden adaptar prótesis para adultos para que se ajusten a niños pequeños, utilizando técnicas de ajuste y moldeo. Sin embargo, es importante señalar que, para niños tan pequeños, la terapia ocupacional y la fisioterapia son importantes para ayudarles a desarrollar habilidades motoras y coordinación. Por lo tanto, es importante considerar tanto las necesidades funcionales como de desarrollo para determinar si es apropiado proporcionar una prótesis a un niño. (Montañá, 2017)

Análisis de funcionalidad.

La anatomía del miembro superior se refiere a la estructura y función del brazo, el hombro, el codo y la mano, como se muestra en la figura 7.

Figura 7

Estructura ósea de miembro superior.

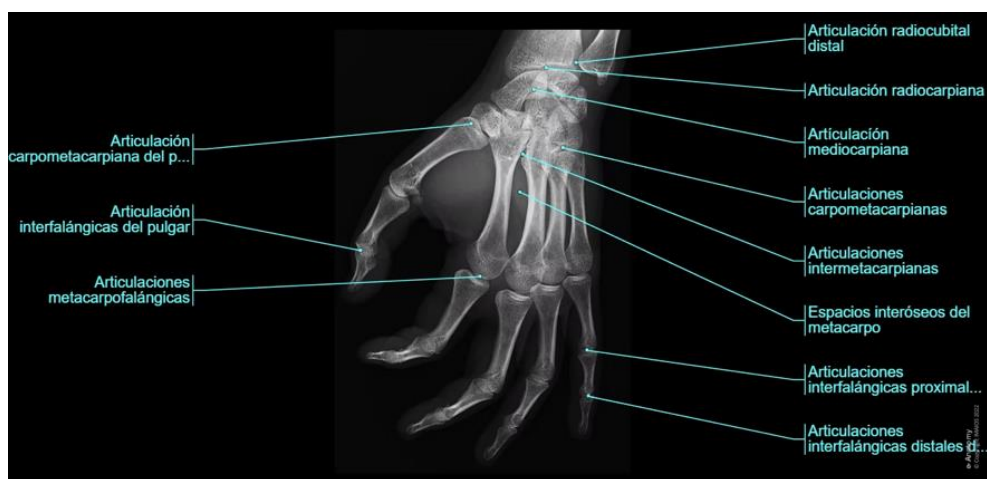


Nota: Esta figura muestra la estructura ósea que compone el brazo derecho de forma general, desde el hombro hacia la mano.

La mano es una estructura compleja compuesta por 27 huesos y varias articulaciones que permite agarrar y manipular objetos, como se muestra en la figura 8. Los músculos, tendones, ligamentos y nervios del miembro superior trabajan juntos para permitir el movimiento y la función del miembro superior, como lo muestra en la figura 8.

Figura 8

Articulación de mano.



Nota: Esta figura muestra todas las articulaciones que se componen de la mano, desde la muñeca hasta la falange distal, además de los espacios internos de la estructura ósea que las compone.

Articulación de la muñeca: La articulación de la muñeca es la articulación que conecta la mano con el antebrazo. Esta articulación permite la flexión, extensión, pronación y supinación de la mano.

Articulaciones interfalángicas: Las articulaciones interfalángicas son las articulaciones que conectan los huesos de los dedos entre sí. Estas articulaciones permiten la flexión y extensión de los dedos.

Articulaciones metacarpofalángicas: Las articulaciones metacarpofalángicas son las articulaciones que conectan los huesos de los dedos con los huesos metacarpianos de la mano. Estas articulaciones permiten la flexión y extensión de los dedos, así como la aducción y la abducción de los dedos.

Articulaciones carpometacarpianas: Las articulaciones carpometacarpianas son las articulaciones que conectan los huesos carpianos con los huesos metacarpianos. Estas

articulaciones permiten la flexión y extensión de la mano, así como la aducción y la abducción de los dedos.

Articulaciones trapeciometacarpiana: Es la articulación que conecta el hueso trapecio con el hueso metacarpiano del dedo pulgar, permite la flexión, extensión, aducción y abducción.

Conjuntamente el movimiento del brazo – mano se produce por una serie de músculos que actúan en conjunto para permitir los diferentes movimientos de las articulaciones:

Músculos del hombro: Los músculos del hombro incluyen el deltoides, el supraespinoso, el infraespinoso y el redondo menor. Estos músculos son responsables de la elevación, la rotación y la aducción del hombro.

Músculos del brazo: Los músculos del brazo incluyen el bíceps brachii y el tríceps brachii. El bíceps brachii es responsable de la flexión del codo, mientras que el tríceps brachii es responsable de la extensión del codo.

Músculos de la muñeca y la mano: Los músculos de la muñeca y la mano incluyen el pronador redondo, el supinador y los flexores y extensores de los dedos. Estos músculos son responsables de la flexión y la extensión de la muñeca y los dedos, así como del movimiento de la muñeca.

Músculos del antebrazo: Los músculos del antebrazo incluyen el flexor carpi radialis, el flexor carpi ulnaris, el extensor carpi radialis y el extensor carpi ulnaris. Estos músculos son responsables de la flexión y extensión de la muñeca y los dedos, así como del movimiento de la muñeca.

Es importante tener en cuenta que los músculos trabajan en conjunto para producir movimientos complejos y que a menudo varios músculos trabajan juntos para producir un solo movimiento. La cinemática permite el estudio de los movimientos y posiciones de la mano sin considerar las fuerzas que causan esos movimientos.

Grados de libertad

El analizar los grados de libertad de una prótesis biomecánica de brazo-mano es importante porque determina la cantidad y tipo de movimientos que puede realizar la prótesis. Esto afecta la funcionalidad y eficacia de la prótesis en tareas diarias y en la rehabilitación del usuario.

Además, una comprensión adecuada de los grados de libertad también es importante para el diseño y desarrollo de prótesis más avanzadas y personalizadas. La cinemática de Denavit-Hartenberg (DH) es una técnica utilizada para modelar la cinemática de robots manipuladores. Esta técnica se basa en el uso de parámetros geométricos para describir las relaciones cinemáticas entre los diferentes sistemas de referencia de las articulaciones de un robot y se puede representar las articulaciones.

Son cuatro (4) parámetros que se utilizan para describir la configuración de una articulación robótica y su relación con el sistema de referencia:

d = distancia desde el eje Z anterior hasta el eje Z posterior en el sistema de referencia anterior.

θ = ángulo de rotación en torno al eje Z anterior

a = distancia desde el eje X anterior hasta el eje X posterior en sistema de referencia anterior

α = ángulo de rotación en torno al eje X anterior.

En términos generales, la cinemática de una mano se refiere a los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción u rotación.

Flexión: movimiento en el que los dedos se doblan hacia la palma de la mano.

Extensión: movimiento en el que los dedos se extienden hacia la posición recta.

Abducción: movimiento en el que los dedos se alejan uno del otro.

Aducción: movimiento en el que los dedos se acercan uno al otro.

Rotación: movimiento en el que el dedo gira sobre su eje longitudinal

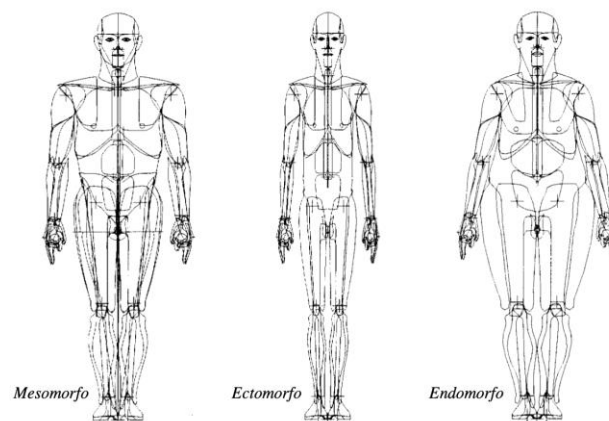
Antropometría

La definición por “International Ergonomics Association, 2018, es el estudio de las medidas del cuerpo humano, y se utiliza para diseñar productos, espacios y entornos que se ajusten a las necesidades y características físicas de las personas.

La antropometría se ha estudiado ampliamente en diferentes grupos étnicos y culturales en todo el mundo. Sin embargo, no existe una antropometría específica para latinoamericanos, ya que los países de América Latina incluyen una gran variedad de grupos étnicos y culturales con diferentes medidas corporales, como se muestra en la figura 9. (Edicions UPC, 1999)

Figura 9

Clasificación usual de los tipos estructurales de personas. Según Sheldon.



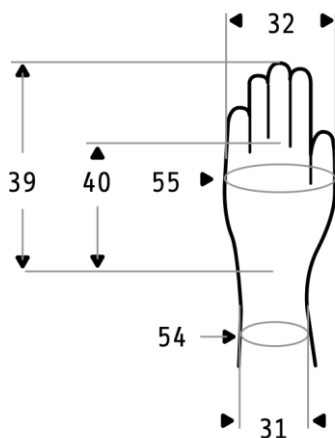
Nota: Esta figura muestra una clasificación de estructura de personas, definida por Sheldon, teniendo personas endomorfas, mesomorfas y ectomorfas, cada una de ellas con características que modifica sus medidas antropométricas.

Sin embargo, se ha realizado algunos estudios para países latinoamericanos, como México, Brasil, Argentina y Colombia, entre otros. En general, se ha encontrado que las personas en América Latina tienden a ser más bajas y ligeras que las personas en otros países, pero las diferencias varían entre los grupos étnicos y culturales.

Las medidas antropométricas de la mano, se orienta en la población laboral de ambos sexos de 20 a 59 años, definido por ACOPLA95, como se muestra en la figura 10. (Estrada Muños et al., 1995)

Figura 10

Dimensión de mano.



Nota: Esta figura muestra la numeración que se establece para cada una de las medidas de la mano, esto puede inferir por el género, región y raza. Tomada del trabajo de Ávila, Prado y Gonzales (2001). (Avila Chaurand et al., 2001)

Sensor de señal muscular

Los sensores mioelectricos son dispositivos que se utilizan para medir la actividad eléctrica generada por los músculos, conocida como señal electromiografía (EMG). La amplitud de la señal electromiografía generada por los músculos varía dependiendo de la actividad muscular y la posición del sensor, como se muestra en la tabla 11.

Tabla 11

Información sensor mioelectrico

Ítem	Rango	
Sensor mioelectrico	Microvoltios (μV)	Milivoltios (mV)

Nota: Esta tabla muestra el rango de unidades que puede llegar a medir el sensor, en función de su implementación, este caso presenta un sensor a nivel superficial.

Sin embargo, hay sensores mioelectricos con diferentes tipos de características y capacidades, por lo que su rango de medición puede variar. (Señales et al., 2019)

Los sensores se pueden clasificar según el tipo de señal que detectan:

Sensores de superficie: detectan la actividad eléctrica en la superficie de la piel y se colocan en la piel cerca del músculo que se quiere medir. Estos sensores son fáciles de colocar y se utilizan comúnmente para controlar prótesis y dispositivos de asistencia, como se muestra en la figura 11.

Figura 11

Sensor mioelectrico de superficie comercial.

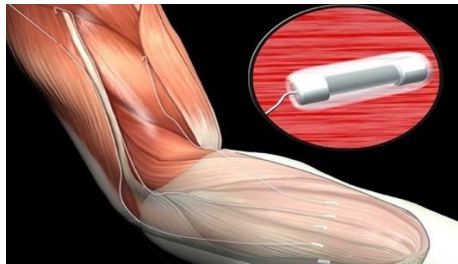


Nota: Esta figura muestra un ejemplo del sensor mioelectrico, con sus componentes de recepción de señal por medio de un electrodo, y posterior ingreso al amplificadas - filtro de señal.

Sensores intramusculares: se colocan dentro del músculo y detectan la actividad eléctrica generada por las fibras musculares. Estos sensores proporcionan una mayor precisión en la medición de la actividad muscular, pero son más difíciles de colocar y utilizar, como se muestra en la figura 12.

Figura 12

Sensor mioeléctrico intramuscular

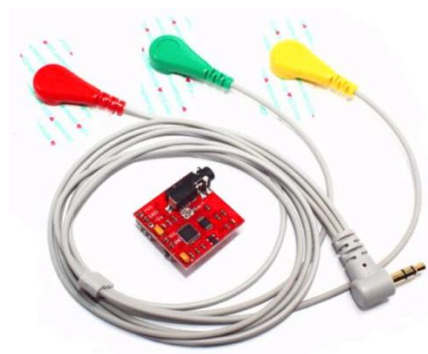


Nota: Esta figura muestra un ejemplo del sensor mioeléctrico con ubicación intramuscular,

Sensores electromiográficos (EMG): detectan la actividad eléctrica generada por los músculos y se utilizan para medir la actividad muscular en tiempo real. El sistema nervioso y las células musculares generan señales bioeléctricas que son resultado de cambios electroquímicos dentro y entre células. (“01 bioseñales y sensores - SlideShare”) Si una célula nerviosa o muscular es estimulada lo suficiente, se generará un potencial de acción (PA), como se muestra en la figura 13.

Figura 13

Sensor mioeléctrico de EMG

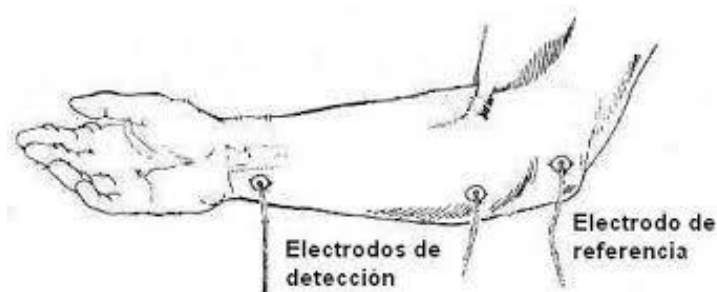


Nota: Esta figura muestra el sensor utilizado en el presente trabajo, cuenta con un grupo de electrodos y plata de tratamiento de la señal, que mide la señal eléctrica generada por el musculo.

Para su medición es necesario contar con la utilización de los electrodos, para obtener potenciales bioeléctricos en la superficie del cuerpo. El electrodo húmedo (pre-gelificados), normalmente desechables, o electrodos de aguja, representan el grupo más utilizado debido a la calidad de las medidas recogidas, pero presentan el inconveniente de requerir preparación cutánea y resultan incómodos para el usuario como se muestra en la figura 14 (Señales et al., 2019).

Figura 14

Ubicación de electrodos en brazo.



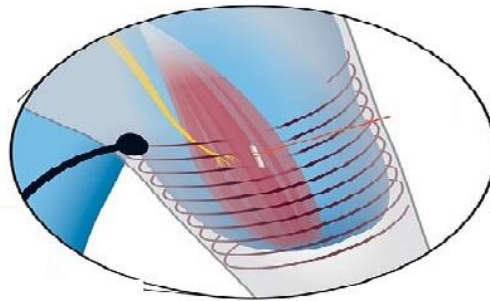
Nota: Esta figura muestra la ubicación de los electrodos para la adquisición de señal EMG, para el movimiento de los dedos índice, medio, anular y meñique de mano derecha.

Los sensores EMG/ECG son utilizados como elementos para desarrollar subsistemas de control en brazos articulados. Esta técnica permite la detección y medición de los biopotenciales eléctricos asociados al cuerpo humano. Actualmente la mayoría de las prótesis externas son controladas mediante las señales eléctricas que se producen cuando se contrae el músculo de forma voluntaria.(Artal - Sevil et al., 2018)

- Sensores de impedancia: detectan la resistencia eléctrica de los tejidos y se utilizan para medir el volumen y la densidad del músculo, como se muestra en la figura 15.

Figura 15

Sensor mioelectrico de impedancia.



Nota: Esta figura muestra de forma esquemática el sensor de impedancia, aplicado a la musculatura.

- Sensores de fuerza: detectan la fuerza ejercida por el músculo y se utilizan para medir la fuerza muscular, como se muestra en la figura 16

Figura 16

Sensor mioelectrico de fuerza



Nota: Esta figura muestra de forma esquemática el sensor de fuerza, que mide la fuerza generada por el músculo.

En resumen, los sensores intramusculares tienen una mayor precisión en la medición de la actividad muscular, y pueden medir amplitudes de señal más pequeñas en comparación con los sensores de superficie.

Manufactura

En desarrollo de manufactura aditiva se considera las características de:

Mayor flexibilidad en el diseño: la manufactura aditiva permite la creación de formas y geometrías complejas que serían difíciles o imposibles de lograr con otros métodos.

Menor tiempo de producción: la impresión 3D permite la fabricación de piezas de manera rápida y eficiente, reduciendo significativamente el tiempo de producción.

Bajo costo: la impresión 3D permite la producción de prototipos y piezas de bajo volumen de manera económica, ya que no requiere herramientas de corte o moldes costosos.

Mayor eficiencia: la fabricación aditiva permite a los diseñadores y fabricantes mejorar la eficiencia y el rendimiento de las piezas mediante la eliminación de materiales no esenciales y la optimización de las estructuras.

Mayor personalización: la impresión 3D permite la fabricación de piezas personalizadas y adaptadas a las necesidades específicas de cada cliente o proyecto

La impresión 3D es un método común de manufactura rápida y presenta varias ventajas en comparación con los procesos de fabricación tradicionales. Algunas de estas ventajas incluyen:

Diseño libre: La fabricación rápida permite la creación de objetos con formas complejas y diseños únicos que serían difíciles o imposibles de producir mediante métodos tradicionales.

Personalización: La fabricación rápida permite la producción de objetos personalizados en pequeñas cantidades, lo que es especialmente útil para la producción de prototipos y piezas de repuesto.

Reducción de costos: La fabricación rápida puede reducir los costos al reducir la cantidad de material desperdiciado y al reducir la cantidad de tiempo y esfuerzo necesarios para producir un objeto.

Flexibilidad: La fabricación rápida permite cambios rápidos en los diseños y la producción de objetos sin tener que invertir en nuevos moldes o herramientas.

Reducción de tiempos de entrega: La fabricación rápida permite la producción rápida de objetos, lo que reduce los tiempos de entrega y aumenta la eficiencia.

La impresión 3D es una técnica de manufactura aditiva (AM) es capaz de fabricar piezas de diversos tamaños, desde la microescala hasta la macro escala. Sin embargo, la precisión de las piezas impresas depende de la exactitud del método empleado y de la escala de impresión.

En AM existe diferentes procesos como:

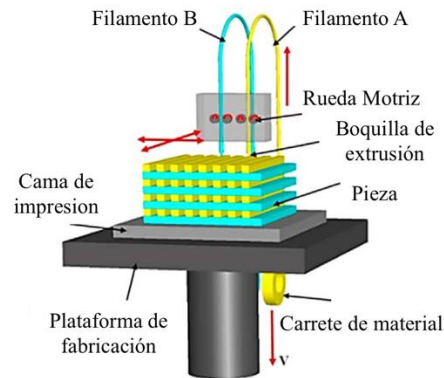
- estereolitografía (SLA)
- Fusión en lecho de polvo,
- Modelado por deposición fundida (FDM),
- la impresión por chorro de tinta y
- la creación de contornos (CC).

Modelado por deposición fundida (FDM)

En el método FDM, se utiliza un filamento continuo de un polímero termoplástico para imprimir en 3D capas de materiales.

Figura 17

Esquema de modelo por deposición fundida.



Nota: Esta figura muestra los componentes que intervienen para el desarrollo por deposición fundida.

La termo plasticidad del filamento polimérico es una propiedad esencial para este método, que permite que los filamentos se fusionen durante la impresión y luego se solidifiquen a temperatura ambiente tras la impresión, como se muestra en la figura 17. El grosor de la capa, la anchura y la orientación de los filamentos y el espacio de aire (en la misma capa o entre capas) son los principales parámetros de procesamiento que afectan a las propiedades mecánicas de las piezas impresas.

El bajo coste, la alta velocidad y la simplicidad del proceso son las principales ventajas del FDM. Por otro lado, las principales desventajas del FDM son sus escasas propiedades mecánicas, el aspecto capa por capa, la mala calidad de la superficie y el número limitado de materiales termoplásticos. (Ngo et al., 2018)

El modelado por deposición fundida (FDM) que implica diversos materiales que incluyen una amplia gama de materiales los cuales figuran el ácido poliláctico (PLA) y el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) son los principales polímeros utilizados en la impresión 3D de materiales compuestos. (Barrios-Muriel et al., 2020)

Polímero ABS

El ABS es un polímero compuesto de butadieno y acrilonitrilo o estireno, que se puede fabricar de tres formas diferentes, por emulsión, masa y suspensión - masa. Las propiedades físicas del plástico ABS, varían con el método de manufactura, pero varían más con la composición. (Ngo et al., 2018)

El ABS se caracteriza por ser un material muy fuerte y liviano, lo suficientemente fuerte y una de las grandes ventajas de este material, es la facilidad con la que permite transformar en poco tiempo un modelo diseñado en ordenador, a una pieza real mediante máquinas de prototipo rápido por impresión 3D.

Polímero PLA

El ácido poliláctico es un polímero biodegradable, derivado del ácido láctico. Es un material altamente versátil, que se hace a partir de recursos renovables al 100%, como son el maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón. Este ácido tiene muchas características equivalentes e incluso mejores que muchos plásticos derivados del petróleo, lo que hace que sea eficaz para una gran variedad de usos.

Es estable a la luz U.V., dando como resultado telas que no se decoloran. Su inflamabilidad es demasiado baja. Se puede formular para ser rígido o flexible y puede ser copolimerizado con otros materiales, además logra trabajar con diversas características mecánicas, dependiendo del proceso de fabricación, como se muestra en la tabla 12. (Barrios-Muriel et al., 2020)

Tabla 12

Comparativa de polímeros PLA - ABS

Característica	ABS	PLA
Dureza	Duro	Medio
Flexibilidad	Poca	Alta
Resistencia a la tracción	Alta	Media

Resistencia al impacto	Alta	Baja
Resistencia a la temperatura	Alta	Baja
Resistencia química	Buena	Media
Emisión de gases tóxicos al calentarse	Si	No
Biodegradabilidad	No	Si

Nota: Esta tabla muestra de forma cualitativa cuales son las características de los polímeros termoplásticos comerciales.

Cabe mencionar las diferencias significativas en los polímeros:

- El PLA es un polímero termoplástico biodegradable y ecológico, mientras que el ABS es un termoplástico no biodegradable.
- El PLA tiene un punto de fusión más bajo que el ABS, lo que significa que es más fácil de trabajar a bajas temperaturas y menos propenso a warping.
- El PLA tiene una mayor resistencia a la flexión y una mayor dureza que el ABS, lo que lo hace más adecuado para piezas estructurales y de mayor precisión.
- El ABS tiene una mayor resistencia a la temperatura y al impacto que el PLA, lo que lo hace más adecuado para aplicaciones que requieren una mayor resistencia mecánica.
- El ABS tiene un mayor olor y emiten más gases tóxicos que el PLA, por lo que es más recomendable utilizarlo en lugares bien ventilados.

En general, el PLA es la opción para la impresión de piezas estéticas, prototipos, mientras que el ABS es más adecuado para piezas funcionales y de mayor resistencia mecánica. Con las características que cumple las restricciones de diseño, se presenta el material polímero PLA, que brinda cuatro de las cinco restricciones programada, siendo el mejor material para su implementación en la manufactura.

METODOLOGÍA

Tipo de investigación

El presente trabajo emplea la metodología experimental descriptiva, que parte del experimentar el tipo de manufactura de bajo costo, uso de materiales apropiados y la necesidad de diseñar y construir un prototipo biomecánico brazo – mano por medio de sensor muscular.

Descriptiva: se aplica metodologías y técnicas de manufactura aditiva por medio de modelado por deposición fundida (FDM) en impresión 3D.

Experimental: se prueba el prototipo en relación de cumplimiento de necesidades a cubrir por medio del diseño experimental controlado.

Método de investigación

Observación: se aplica esta metodología por la sistematización de la información y comportamiento actual de la fabricación de prótesis biomecánico brazo – mano en el mundo por medio de sensor muscular.

Estudio de caso: se dirige de un enfoque integral de los elementos necesario en el diseño y construcción de una prótesis biomecánica por manufactura aditiva y modelado por deposición fundida.

Analítico: permite resaltar los elementos que se considera para la implementación de prótesis de miembro superior y su manufactura.

Técnica de investigación

Análisis de documentos: desarrollo bibliográfico por medio de investigaciones, publicaciones en revistas indexadas, plataformas de divulgación científica, que permita conocer el estado actual de tema de investigación.

Análisis de contenido: empleo de las técnicas en el desarrollo del tema de investigación, para conocer la aplicabilidad en el entorno deseado.

Análisis datos cuantitativos: contrastar los experimentos en la creación y modificación de parámetros por tema de investigación aplicada.

Proceso de diseño y construcción de prótesis biomecánica.

El diseño del prototipo contiene procedimiento en cumplimiento de los objetivos específicos para el diseño y construcción del prototipo:



Parámetros iniciales de diseño.

Restricciones de diseño.

Las restricciones del diseño del prototipo, debe cumplir las necesidades de implementación biomecánica y aplicación de sensor muscular, igualmente satisfacer los objetivos de la presente investigación, consiguiendo respaldar el prototipo de prótesis en ser efectiva y segura para el usuario, como se muestra en la tabla 13.

Tabla 13

Restricciones de diseño de prototipo biomecánico

Elemento	Requisito
Fiabilidad	Prótesis confiable
	Buen rendimiento
	Ayuda en actividades usuario
Seguridad	Segura para el usuario
	Mínimo riesgo de lesión

	No efecto secundario
Comfort	Bajo peso
	Bajo nivel ajuste
Funcionalidad	Variedad de tareas
	Variedad de actividades
Estética	Medida adecuada
	Integración social
Durabilidad	Resistente
	Prolongado uso
Costo	Asequible
Personalización	Adaptable a necesidad
	Característica de usuario
Facilidad de uso	Fácil de usar
	Ajuste por usuario

Nota: Esta tabla muestra los requerimientos que debe mantener una prótesis biomecánica de brazo – mano, enfatizando los parámetros de costo y funcionalidad.

Antropometría

El establecer las medidas antropométricas a ser utilizado en el proceso de diseño y construcción de la prótesis biomecánica, es un componente de importante en la continuidad de información y características que debe cumplir con las restricciones de diseño, como se muestra en la tabla 14.

Tabla 14

Datos de grupo antropometría

Ítem	Dato
Género	Masculino
Edad	20 – 59 años
Tipo de prótesis	Trans-radial

Nota: Esta tabla muestra los datos estipulados para la aplicación que son el género, la edad y su rango de aplicación, y el tipo de amputación

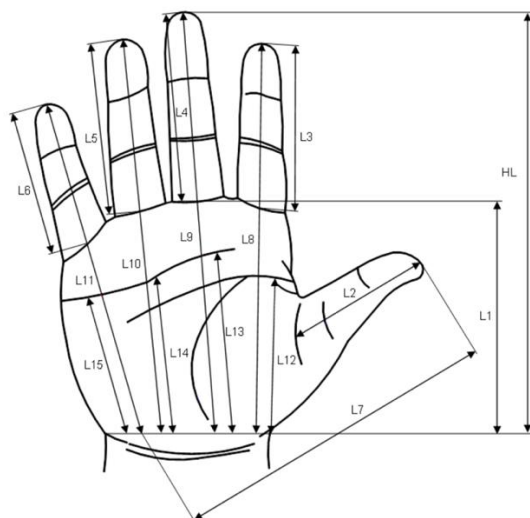
Prótesis trans-radial: estas prótesis son diseñadas para reemplazar la parte inferior del brazo, desde el codo hasta la mano. Pueden ser controladas por medio de sensores mioelectricos o controladas mediante un dispositivo externo.

Para la disponibilidad de datos antropométricos, se toma de estudios previos realizados en América, principalmente por “ACOPLA95”, siendo un estudio aplicado a países de Colombia, Argentina, siendo estos de grandes similitudes con las personas en Ecuador ya que no cuenta con un estudio específico del mismo, como se muestra en la figura 18.

En el desarrollo de información, es necesario contar con las dimensiones de cada uno de los dedos. Por lo cual nos facilita el estudio realizado por (Rincón-Becerra & García-Acosta, 2020)

Figura 18

Datos relevantes en longitud de dedos.



31	Anchura de muñeca	4.9	0.30	4.5	4.9	5.5	5.5	0.32	5.0	5.5	6.0
32	Anchura mano	7.4	0.36	6.9	7.5	8.1	8.4	0.4	7.7	8.4	9.1
39	Largura de mano	16.6	0.79	15.5	16.6	18.0	18.3	0.92	16.8	18.3	19.9
40	Largura palma de la mano	9.3	0.51	8.4	9.2	10.1	10.2	0.57	9.3	10.3	11.2
54	Perímetro de la muñeca	14.6	0.80	13.5	14.6	16.0	16.4	0.83	15.1	16.4	17.9
55	Perímetro metacarpial	17.9	0.89	16.5	17.9	19.4	20.3	1.02	18.7	20.3	22.1

Nota: Esta tabla muestra las dimensiones por género, asignados a la mano con los percentiles que se considerada para los estudios de ergonomía.

Grados de libertad.

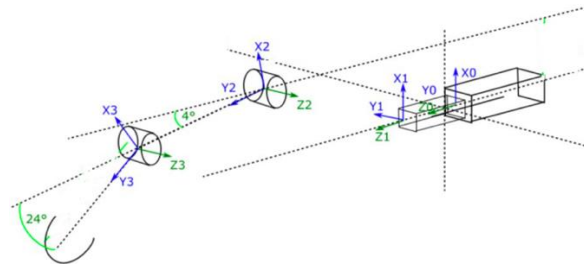
La cinemática directa de brazo – mano, se describir en el sistema de coordenadas para cada articulación de la mano como la articulación de la muñeca, las articulaciones interfalángicas y las articulaciones metacarpofalángicas.

La presente investigación se centró en el movimiento de flexión de las articulaciones de los dedos con grado de libertad (rotacional), y conocer el espacio de trabajo de los dedos de la mano considerando el punto de interés sea el efector final (falange distal) de cada uno de los dedos.

Enfatizado la cinemática de una mano se describir la técnica de modelado matemático del sistema directa de Denavit-Hartenberg (DH), que se muestra en la figura 19.

Figura 19

Representación de cinemática directa de DH.



Nota: Esta figura muestra los elementos mecánicos de un dedo, con sus articulaciones y distancia de falanges.

En la tabla 17 se obtiene el resultado del modelado matemático del sistema DH

Tabla 17

Resultado DH

Articulación	d_i	θ_i	a_i	α_i
1	0	θ_1	L1	0
2	0	θ_2	L2	0
3	0	θ_1	L3	0

Nota: Esta tabla muestra la nomenclatura que se utiliza en la cinemática directa, y los parámetros de ángulos de rotación de la articulación y distancia de falange de un dedo.

Donde:

L1 falange proximal

L2 falange medio

L3 falange distal

q1 articulación metacarpofalángicas

q2 articulación proximal

q3 articulación distal

Se determina el máximo movimiento angular de las articulaciones, partiendo de una posición inicial con valor cero, como se muestra en la tabla 18. (Garcia Angel David et al., 2017)

Tabla 18

Movimiento de la articulación de los dedos

	Flexión	
	Grados	Radianes
Articulación metacarpofalángica	90	π
Articulación proximal	100	$5/9 \pi$
Articulación distal	90	π

Nota: Esta tabla muestra los valores máximos de movimiento angular de la articulación de un dedo.

Se presenta la matriz de transformación homogeniza de DH. El desarrollo por herramientas computacionales (COLAB) de alta velocidad, utilizada para la presente investigación y poder visualizar los efectores finales.

Transformación homogénea parcial

La transformación homogénea representa matemática el cambio de coordenadas en un espacio tridimensional, mediante una matriz de 4x4, como se muestra en la tabla 19.

Tabla 19

Transformada homogénea - COLAB

T01:			
$\cos(q1)$	$-\sin(q1)$	0	$l1 \cos(q1)$
$\sin(q1)$	$\cos(q1)$	0	$l1 \sin(q1)$
0	0	1	0
0	0	0	1

T12:			
$\cos (q2)$	$-\text{sen} (q2)$	0	$l2 \cos (q2)$
$\sin (q2)$	$\cos (q2)$	0	$l2 \cos (q2)$
0	0	1	0
0	0	0	1

T23:			
$\cos (q3)$	$-\text{sin} (q3)$	0	$l3 \cos (q3)$
$\sin (q3)$	$\cos (q3)$	0	$l3 \cos (q3)$
0	0	1	0
0	0	0	1

Nota: Esta tabla muestra el resultado de la matriz de DH, tomada del programa COLAB

Para determinar la posición de las falanges distales de cada uno de los dedos de la mano, debemos poder disponer de las medidas antropométricas utilizadas en la presente investigación, como se muestra en la tabla 20.

Tabla 20

Tabla de medidas

	Falange proximal	Falange medial	Falange distal
Pulgar	40 mm		26 mm
Índice	40 mm	20 mm	11 mm
Medio	45 mm	21 mm	13 mm
Anular	40 mm	20 mm	15 mm
Meñique	35 mm	15 mm	11 mm

Nota: Esta tabla muestra los valores de las falanges proximal, medial y distal, en unidad de medida de milímetros.

Se presenta dos posiciones por movimiento flexores, desde una posición inicial (apertura de dedos de mano) y el cierre total de la misma. A continuación, se presentará los datos obtenidos en COLAB de cada uno de los dedos.

Matriz de transformación inicial y final homogénea numérica – Pulgar, como se muestra en las tablas 21 y 22.

Tabla 21

Posición inicial pulgar

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.66	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra, valores iniciales de falanges.

Tabla 22

Posición final pulgar

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
0.1736	0.9848	0.	0.0451	X
-0.9848	0.1736	0.	0.1439	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra los valores finales de falanges obtenidos de la matriz.

Matriz de transformación final homogénea numérica – Índice, como se muestra en las tablas 23 y 24.

Tabla 23

Posición inicial índice

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.71	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra, valores iniciales de ángulos y distancias de falanges.

Tabla 24

Posición final índice

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.71	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra los valores finales de falanges obtenidos de la matriz.

Matriz de transformación final homogénea numérica – Medio, como se muestra en las tablas 25 y 26

Tabla 25

Posición inicial medio

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.79	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra, valores iniciales de ángulos y distancias de falanges.

Tabla 26

Posición final medio

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
0.1736	0.9848	0.	-0.1842	X
-0.9848	0.1736	0.	0.2855	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra los valores finales de falanges obtenidos de la matriz.

Matriz de transformación final homogénea numérica – Anular, como se muestra en las tablas 27 y 28.

Tabla 27

Posición inicial anular

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.75	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra, valores iniciales de ángulos y distancias de falanges.

Tabla 28

Posición final anular

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
0.1736	0.9848	0.	-0.1709	X
-0.9848	0.1736	0.	0.2175	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra los valores finales de falanges obtenidos de la matriz.

Matriz de transformación final homogénea numérica – Meñique, como se muestra en las tablas 29 y 30.

Tabla 29*Posición inicial meñique*

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
1.	0.	0.	0.61	X
0.	1.	0.	0.	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra, valores iniciales de ángulos y distancias de falanges.

Tabla 30*Posición final meñique*

Matriz de rotación			Vector Posición Escalado	
0.1736	0.9848	0.	-0.1286	X
-0.9848	0.1736	0.	0.2156	Y
0.	0.	1.	0.	Z
0.	0.	0.	1.	1.

Nota: Esta tabla muestra los valores finales de falanges obtenidos de la matriz.

Los resultados obtenidos por COLAB se presenta en la tabla resumen de posición final de falanges de los dedos (deflector), como se muestra en la tabla 31.

Tabla 31*Resumen deflector final de cada dedo.*

Dedo	Posición deflector	
	X (mm)	Y(mm)
Pulgar	0.0451	0.1439
Índice	0.1779	0.2569
Medio	-0.1842	0.2855
Anular	-0.1709	0.2175
Meñique	-0.1286	0.2156

Nota: Esta tabla muestra las coordenadas de los efectores finales de cada uno de los dedos de la mano derecha.

Diseño de Prótesis.

Selección de material

En el proceso de selección de un material, se lleva a cabo un análisis que busca obtener el máximo rendimiento y eficacia en el desempeño de las actividades. Este análisis incluye la recopilación de información sobre los copolímeros utilizados en la impresión 3D que permitan agregar valor a la fabricación.

Las prótesis se ha identificado el material posee características potenciales en procesos por modelo y por deposición fundida (Fabio & Jaime, 2019). En el desarrollo de la selección de material, debemos tomar en cuenta las restricciones del diseño, para el cumplimiento total.

Dentro de la consideración del material, de forma específica se considera:

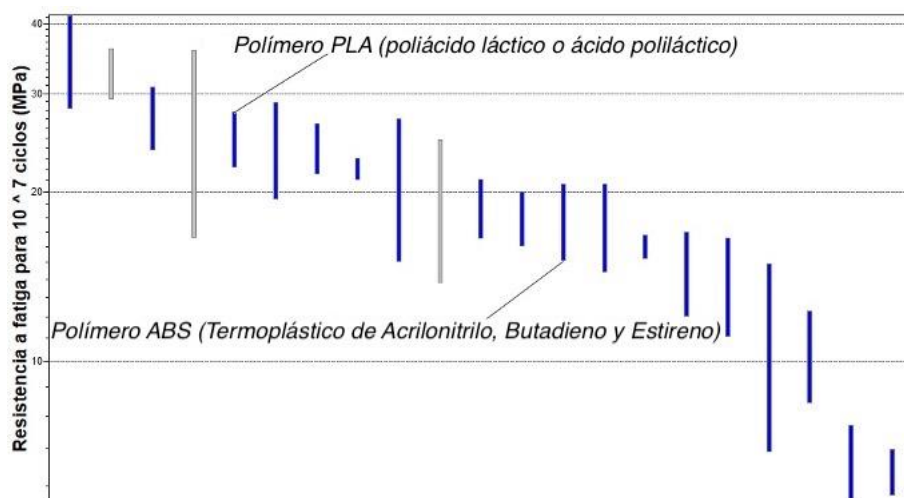
- fiabilidad
- estética
- costo
- durabilidad

En la presente investigación se considera dos materiales comerciales disponibles para la manufactura aditiva con el modelo de deposición aditiva, que son los polímeros PLA y ABS. A continuación, se realiza se presentar datos importantes para el análisis en la construcción del prototipo:

Resistencia a la fatiga: la capacidad de un material o estructura para soportar cargas repetidas o cargas de duración prolongada sin sufrir un fallo o una degradación significativa de su capacidad de soportar cargas, como se muestra en la figura 20.

Figura 20

Gráfica de resistencia a fatiga de Polímeros - CES EduPack.



Nota: Esta figura muestra los diferentes polímeros termoplásticos, resaltando el PLA y ABS dentro de la escala de valores de resistencia a la fatiga para 10⁷ ciclos de trabajo.

En la figura 20 resalta una mayor capacidad de resistencia a fatiga en el material PLA, sobre el otro material. Se presenta un cuadro de información de los valores presentes por cada material, para una consolidación y selección del material a implementar en la manufactura, como se muestra en la tabla 32.

Tabla 32

Valor de resistencia a fatiga de materiales polímero.

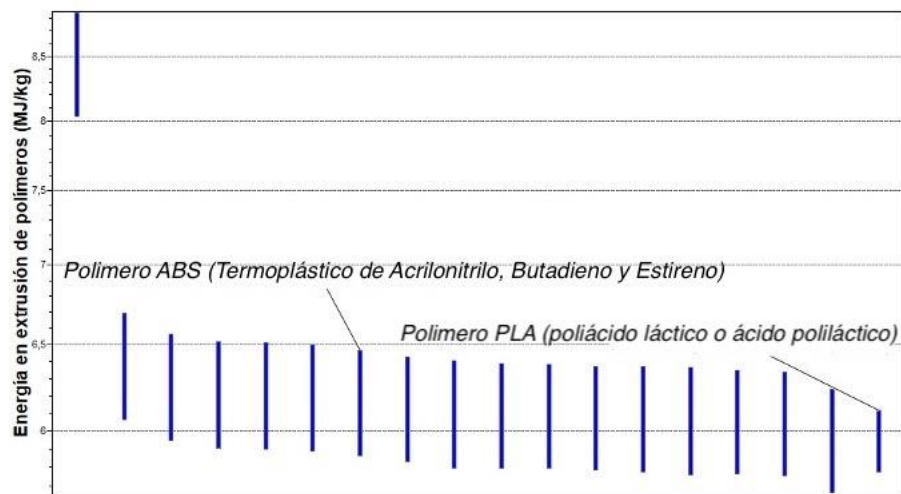
Resistencia a fatiga	Mínimo (MPa)	Máximo (MPa)
PLA	22.1	27.8
ABS	15.1	20.7

Notas: Esta tabla muestra los valores numéricos de los materiales PLA y ABS en referencia a la resistencia a fatiga.

Energía en extrusión de polímeros: cantidad de energía necesaria para procesar un polímero a través de un extrusor. Esta energía se utiliza para calentar el polímero, para superar la resistencia al flujo a medida que se mueve a través de la matriz de extrusión, y para generar la presión necesaria para empujar el polímero a través de la matriz y la boquilla, como se muestra en la figura 21.

Figura 21

Gráfica de energía en extrusión de Polímeros - CES EduPack.



Nota: Esta figura muestra los diferentes polímeros termoplásticos, resaltando el PLA y ABS dentro de la escala de valores de energía en extrusión.

En la figura 21 resalta gráficamente que el material PLA en la necesidad de energía para la implementación del polímero es menor. Se presenta un cuadro de información de los valores presentes por cada material, para una consolidación y selección del material a implementar en la manufactura, como se muestra en la tabla 33.

Tabla 33

Valor de energía necesaria para manufactura con material polímero.

Proceso de materia	Mínimo	Máximo
Energía	(MJ/kg)	(MJ/kg)
PLA	5.77	6.12
ABS	5.86	6.47

Nota: Esta tabla muestra los valores numéricos de los materiales PLA y ABS en referencia a energía en extrusión.

Durabilidad - entornos contruidos: capacidad de un edificio o estructura para resistir el deterioro a lo largo del tiempo debido a factores ambientales y de uso. Esto incluye factores como la exposición al clima, la corrosión, la humedad, la vibración, la deformación, la erosión, y la acción de microorganismos, como se muestra en la tabla 34.

Tabla 34

Referencia en durabilidad - entorno construido con materiales polímero.

Durabilidad	Mínimo	Máximo
Entorno construido		
PLA		Buena
ABS	Mala	

Nota: Esta tabla muestra de forma cualitativa la durabilidad del polímero en un entorno construido de los materiales PLA y ABS.

La cualificación data por CES EduPack, presenta con mayor énfasis al polímero PLA.

Biodegradable: puede ser descompuesto o metabolizado por microorganismos, como bacterias, hongos y algas, en un ambiente natural en un período de tiempo razonable. Esto en dependencia de las condiciones ambientales específicas favorables, como se muestra en la tabla 35.

Tabla 35

Referencia de biodegradable con materiales polímero.

Biodegradable	Mínimo	Máximo	Unidad medida
PLA		Si	Cualitativa
ABS	No		Cualitativa

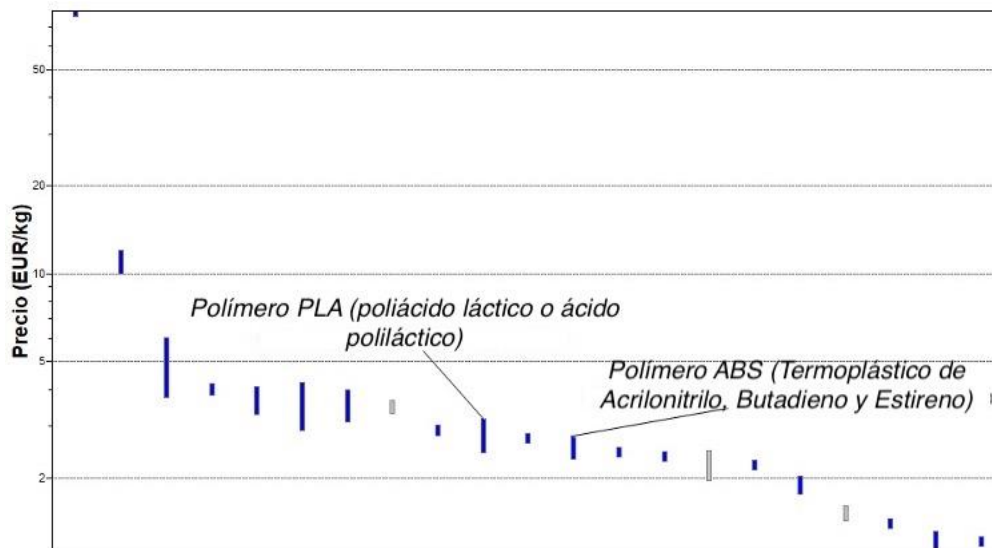
Nota: Esta tabla muestra de forma cualitativa si es biodegradable el polímero en un entorno ambiental de los materiales PLA y ABS.

Por su materia prima y tratarse de un polímero, una característica que se debe resaltar es la posibilidad de ayudar al medio ambiente para su proceso pos-utilización de los materiales.

Precio de material por kilogramo: costo de adquirir una determinada cantidad (1 kilogramo) de este material. El precio puede variar dependiendo del tipo de polímero, del mercado al que va dirigido y de la oferta y demanda en el mercado, como se muestra en la figura 22.

Figura 22

Gráfica de precio por kilogramo de Polímeros - CES EduPack.



Nota: Esta figura muestra los diferentes polímetros termoplásticos, resaltando el PLA y ABS dentro de la escala de valore de precio por kilogramo.

En la figura 22 resalta gráficamente un precio menor del material ABS, para la adquisición comercial. Se presenta un cuadro de información de los valores presentes por cada material, para una consolidación y selección del material, como se muestra en la tabla 36.

Tabla 36

Referencia de precio de materiales polímero.

Precio	Mínimo (EUR/kg)	Máximo (EUR/kg)
PLA	2.42	3.18
ABS	2.31	2.78

Notas: Esta tabla muestra los precios mínimos y máximos de los polímeros PLA y ABS referenciales a la moneda del euro.

En resumen, los dos materiales son característicos en la impresión 3D, el polímero PLA y el ABS tienen diferentes propiedades y características que los hacen más adecuados para diferentes aplicaciones. Los parámetros de uso más fundamentales del PLA son:

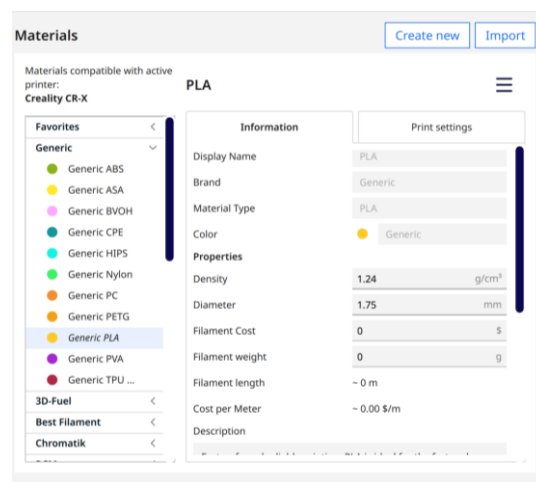
- **Temperatura de impresión:** El rango de temperatura para imprimir con PLA es entre 180-220 grados Celsius.
- **Velocidad de impresión:** La velocidad de impresión para PLA es de 30-60 mm/s.
- **Adherencia de la base:** Se usa una base adhesiva para mejorar la adherencia del PLA a la plataforma de impresión.
- **Ventilación:** buena ventilación al imprimir con PLA, ya que puede liberar gases tóxicos si se calienta demasiado.
- **Almacenamiento:** se almacena en un lugar fresco y seco para evitar la degradación del material.

- **Post-procesado:** se realizar un proceso de limpieza para eliminar los restos de filamento y mejorar la apariencia final de la pieza impresa.

Los parámetros ingresados se muestran en la figura 23, los cuales se encuentra en el programa Ultimaker - Cura.

Figura 23

Parámetros de material polímero PLA.



Nota: Esta figura muestra los valores ingresados para la manufactura de las piezas en la impresora 3D utilizada.

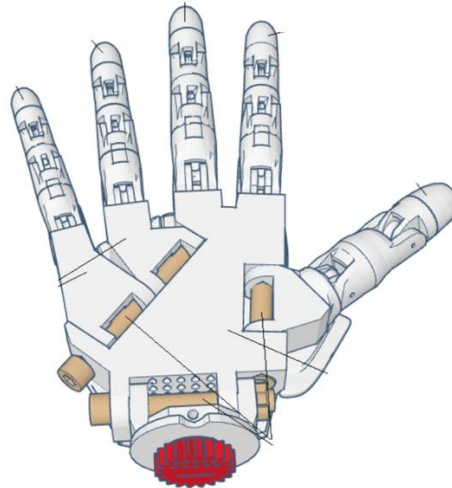
Open Source

En la presente investigación, se utilizó software de código abierto (open source) Inmoov open source 3D printed life – size robot, para el análisis de factibilidad de manufactura, con el objetivo de aprovechar las ventajas de la colaboración y la flexibilidad que ofrece el uso de software de código abierto.

El diseño se tomó el archivo original para todo investigador realice modificaciones de longitud de falanges y soporte de prototipo biomecánico, en función de las medidas antropométricas a ser implementadas, como se muestra en la figura 24.

Figura 24

Diseño mano derecha - Inmoov

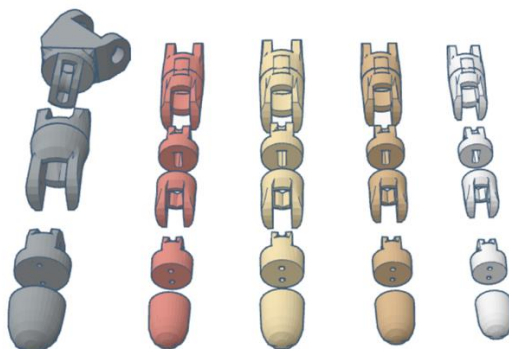


Nota: Esta figura muestra el diseño base de Inmoov open source 3D printed life – size robot, open source.

El proceso de diseño de prótesis brazo – mano biomecánico se presenta por herramientas computacionales en base de Diseño Asistido por Computadora (CAD), por la herramienta Autodesk FUSION 360, con la elaboración de los dedos (pulgares, índice, medio, anular y meñique) de mano derecha. La modificación del tamaño de las falanges consta de seis piezas independientes, como se muestra en la figura 25.

Figura 25

Piezas de falanges de los dedos



Nota: Esta figura muestra los elementos que componen las falanges de cada uno de los dedos de la mano derecha.

Destinado a mantener la facilidad de construcción de los elementos y correcto funcionamiento de movimiento flexor de la mano derecha. La modificación del tamaño de las falanges de las seis piezas, en espacio y espeso, lleva a mantener la restricción de diseño en las medidas antropométricas aplicadas en Ecuador. A continuación, se presenta por diferentes vistas en el programa FUSION 360, las piezas en diseño. Se puede contar con imagen total en el anexo B.

Diseño de falanges de la mano derecha

Se muestra en la tabla 37 describe las medidas modifica y en la figura 26 los elementos constitutivos de los dedos y sus modificaciones de medidas en:

Tabla 37

Modificación de medidas

	Falange proximal	Falange medial	Falange distal
Pulgar	40 mm		26 mm
Índice	40 mm	20 mm	11 mm

Medio	45 mm	21 mm	13 mm
Anular	40 mm	20 mm	15 mm
Meñique	35 mm	15 mm	11 mm

Nota: Esta tabla presenta las medidas modificadas del modelo de open source.

Figura 26

Piezas constitutivas de los dedos de la mano derecha. pulgar, índice, medio, anular y meñique.



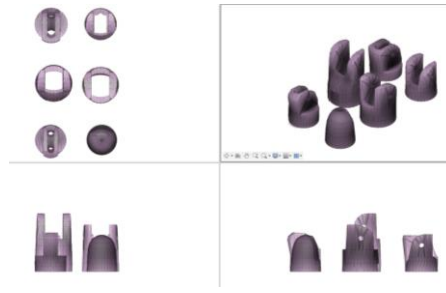
a) Falanges del dedo pulgar derecho



c) Falanges del dedo medio derecho



b) Falanges del dedo índice derecho



d) Falanges del dedo anular derecho



e) Falanges del dedo meñique derecho

Nota: Las figuras muestran los elementos que componen cada uno de los dedos, *a) falanges del dedo pulgar derecho, b) falanges del dedo índice derecho, c) falanges del dedo medio derecho, d) falanges del dedo anular derecho, e) falanges del dedo meñique derecho* del prototipo de mano derecha.

En cada una de las piezas dispuesta, se encuentra conductos internos con dimensiones que conserve la capacidad mecánica de soporte y permite la integración de material que controle los movimientos de flexión y extensión de las falanges de la mano derecha. Las piezas se encuentran diseñadas con curvaturas parciales, permitiendo el movimiento natural de las falanges y el ángulo de rotación se encuentra implementado para cumplir las restricciones de diseño con dirección a la parte palmar.

Diseño de palma de mano derecha.

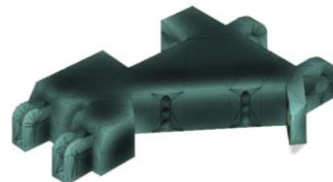
En diseño de palma de mano, tiene las características de canalización y puntos de soporte que cumpla la finalidad de soporte base del movimiento de los dedos. El diseño y construcción son considerados en las piezas de soporte, por lo cual se mantiene de forma permanente las medidas establecidas por el diseño base, como se muestra en la figura 27

Figura 27

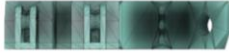
Diseño de palma mano derecha



a) Vista superior palma derecha



b) Vista isométrica palma derecha



c) *Vista inferior palma derecha*



d) *Vista lateral palma derecha*

Nota: Esta figura muestra el elemento que componen la palma de la mano derecha, y las diferentes vistas isométricas.

Diseño de antebrazo de mano derecha.

La principal característica al ser implementada en el espacio interno del antebrazo será la ubicación de los actuadores de control de los movimientos de flexión y extensión, por lo tanto, la característica debe mantener un nivel mecánico alto, para soportar:

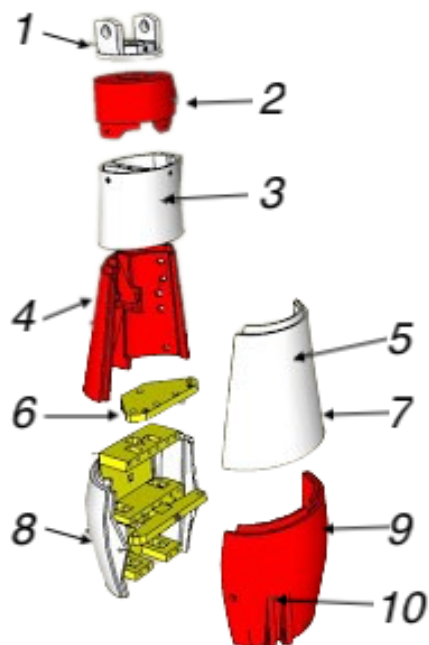
- Peso
- Tensión mecánica
- Soporte de hilos tensores
- Sujeción de elementos
- Protección de componentes eléctricos – electrónicos.

El objetivo de la construcción del antebrazo, es ser un soporte y portador de elementos para la funcionalidad de la prótesis biomecánica con sensor muscular.

La figura 28 muestra los elementos necesarios para la construcción del ante brazo derecho y su ubicación para la construcción de este.

Figura 28

Elementos constitutivos de prótesis antebrazo



Nota: Esta figura muestra los elementos que constituye el antebrazo derecho e integración de cada uno y descritas.

- | | |
|---|--|
| 1 muñeca de rotación | 6 cama simple para servo |
| 2 base soporte muñeca de rotación | 7 guía tendón |
| 3 protección soporte muñeca | 8 protección inferior interna antebrazo |
| 4 protección superior interna antebrazo | 9 seguro – soporte servo |
| 5 protección superior externa antebrazo | 10 protección inferior externa antebrazo |

El diseño y construcción son considerados en las piezas del antebrazo, por lo cual se mantiene de forma permanente las medidas establecidas por el diseño base, como se muestra en la figura 29 las piezas de brazo superior y en la figura 30 las piezas del brazo inferior, y ser analizada en el software FUSION 360.

Figura 29

Diseño de parte superior de antebrazo de la mano derecha.



a) *Vista superior antebrazo superior interna*



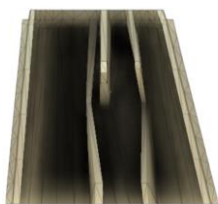
e) *Vista superior antebrazo superior externa*



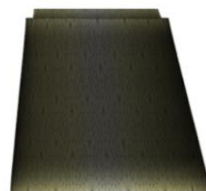
b) *Vista isométrico antebrazo superior interna*



f) *Vista isométrica antebrazo superior externa*



c) *Vista derecha antebrazo superior interna*



g) *Vista derecha antebrazo superior externa*



d) *Vista lateral antebrazo superior interna*



h) *Vista lateral antebrazo superior externa*

Nota: Estas figuras muestran las vistas de los componentes del ante brazo superior, en los literales del a, b, c y d la parte interna del antebrazo y e, f, g y h la parte externa de la parte superior externa.

Figura 30

Diseño de parte inferior de antebrazo de la mano derecha.



a) *Vista superior antebrazo inferior interna*



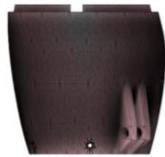
e) *Vista superior antebrazo inferior externa*



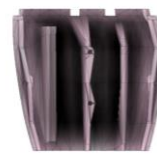
b) *Vista isométrica antebrazo inferior interna*



f) *Vista isométrica antebrazo inferior externa*



c) *Vista derecha antebrazo inferior interna*



g) *Vista derecha antebrazo inferior externa*



d) *Vista lateral antebrazo inferior interna*



h) *Vista lateral antebrazo inferior externa*

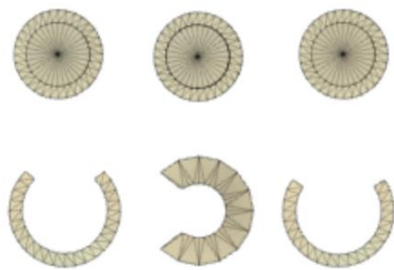
Nota: Estas figuras muestran las vistas de los componentes del ante brazo, en los literales del a, b, c y d la parte interna del antebrazo y e, f, g y h la parte externa de la parte inferior.

Diseño elementos de unión y soporte.

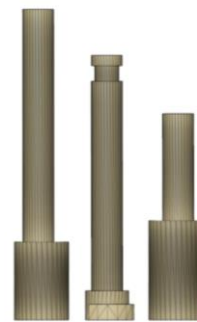
Por las características del material (polímero) y manufactura utilizada, se presenta los elementos de ensamble y soporte de las piezas antes descritas, en la determinación de diseño de los pasadores – sujeción, como se muestra en la figura 31.

Figura 31

Pasadores de ensamble.



a) Vista superior de pasadores



c) Vista derecha de pasadores



b) Vista isométrica de pasadores



d) Vista lateral de pasadores

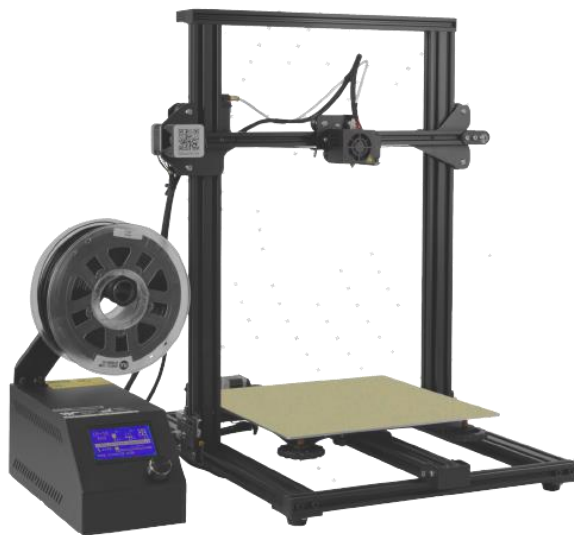
Nota: Las figuras a, b, c y d muestra los elementos pasadores de unión de falanges, muñeca.

Manufactura

La selección de manufactura aditiva se realizó por las características antes mencionadas, y dentro de las herramientas disponibles se presenta una impresora 3D, en la figura 32 se muestra la impresora 3D y en la tabla 38 sus características técnicas

Figura 32

CR-10 Series 3D Printer.



Nota: Esta figura muestra la impresora 3D con el material de polímero.

Tabla 38

Parámetros de la impresora 3D - CREALITY

Parámetros básicos de impresora 3D	
Modelo	CR-10
Tecnología de moldeo	AM - FDM
Tamaño de impresión	1
Numero de boquilla	0.1 mm – 0.4 mm
Grosor de capa	Estándar 0.4 mm
Precisión	± 01. mm

Filamento	1.75 mm PLA
Software de impresión	Ultimaker - Cura
Temperatura de cama	≤ 100 °C
Temperatura de boquilla	≤ 250 °C
Velocidad de impresión	≤ 180 mm/s. Normal 30 – 60 mm/s

Nota: Esta tabla muestra las características técnicas de la impresora 3D.

Se destaca que la herramienta de impresión satisface las exigencias del material elegido y es apta para cumplir las limitaciones especificadas, como se ilustra en la Tabla 39.

Tabla 39

Parámetros para impresora 3D

Parámetros aplicados en impresora 3D	
Numero de boquilla	0.1 mm – 0.4 mm
Grosor de capa	Estándar 0.4 mm
Precisión	$\pm 01.$ mm
Filamento	1.75 mm PLA
Software de impresión	Ultimaker - Cura
Temperatura de cama	60 °C
Temperatura de boquilla	200 °C
Velocidad de impresión	60 mm/min

Nota: Esta tabla muestra los parámetros ingresados en el código para la manufactura de los elementos.

Los parámetros aplicados en la impresora 3D, responde a la comprobación de:

El punto de fusión del PLA se encuentra en 160 grados centígrados, ya que es la temperatura al que el material se funde y se procesa de forma fácilmente sin degradarse o perder sus propiedades.

La temperatura de extrusión (boquilla) se encuentra en 200 grados centígrados, a esta temperatura el material se funde y se extruye fácilmente, proporcionando una buena estabilidad dimensional y una buena calidad de superficie.

La velocidad de extrusión se encuentra en 60 mm/min, esto permite una buena estabilidad dimensional y una buena calidad de superficie.

La temperatura de la cama caliente se encuentra en 60 grados centígrados, a esta temperatura se garantiza una buena adherencia de la pieza a la cama caliente y se evita la distorsión debido al enfriamiento rápido.

El espesor de capa se encuentra en 0.3 mm, esto permite una buena precisión y calidad de superficie.

Todas las piezas se manufacturaron y cumplen con un relleno del 30%, que proporciona un equilibrio entre la resistencia y la estabilidad necesarias para soportar cargas y movimientos repetitivos, además la reducción de peso y mejora de la flexibilidad deseadas en una prótesis. Este porcentaje cumple con las especificaciones mecánicas requeridas para el prototipo, y para realizar pruebas de funcionalidad.

Tiempo de manufactura

Se realiza una división en falanges, soporte palmar, antebrazo y soporte accesorios para determinar el tiempo de manufactura con la importancia de disminuir el tiempo y obtención de resultados.

El determinar un tiempo permite determinar la eficiencia en el proceso de manufactura, y un mayor número de elementos del prototipo en un período de tiempo definido, además en

reducir los costos al disminuir el tiempo de utilización de impresión 3D y los materiales necesarios.

Un tiempo de fabricación corto permite mayor calidad en la manufactura de la prótesis ya que se realiza un seguimiento del proceso y detectar problemas de forma temprana.

En el desarrollo de manufactura se presenta un total de treinta y seis (36) piezas, que intervienen en los falanges y total de cinco (5) dedos. En la tabla 40 presenta la información de tiempo empleado.

Tabla 40

Datos de impresión 3D de falanges.

Ítem	Tiempo de manufactura	Peso	Distancia Filamento
Pulgar	1 h 28 min	19 gr	6.24 m
Índice	50 min	10 gr	3.25 m
Medio	59 min	12 gr	3.86 m
Anular	46 min	9 gr	2.90 m
Meñique	37 min	7 gr	2.28 m

Nota: Esta tabla muestra el tiempo de la manufactura por cada uno de los dedos de la mano, además de cuenta con el peso en kilogramos y la distancia utilizada en metros.

Soporte palmar.

Este apartado presenta las piezas que tiene la función de soportar piezas, y que genera una fuerza mecánica mayor. Se cuenta con quince (15) piezas, define la estructura total de la palma de la mano derecha, la estructura exterior de la muñeca se considerada una movilidad a futuro, presenta los eslabones que soporta el movimiento de la mano en su totalidad, y contamos con elementos que permite direccionar adecuadamente los tendones que transmite el movimiento de los dedos.

En la tabla 41 presenta la información de tiempo empleado por todos los elementos del prototipo de prótesis biomecánica, y ser considerado en el proceso de manufactura.

Tabla 41

Tabla con datos de impresión 3D de soporte palmar.

Ítem	Tiempo de manufactura	Peso	Distancia Filamento
Palma de mano	3 h 2 min	45 gr	14.94 m
Muñeca externa	3 h 36 min	53 gr	17.77 m
Muñeca Interna	1 h 20 min	16 gr	5.43 m
Soporte de tendón	22 min	5 gr	1.64 m
Pasantes	49 min	10 gr	3.35 m
Soporte dedos	1 h 14 min	19 gr	6.31 m

Nota: Esta tabla muestra el tiempo de la manufactura por cada uno de los elementos de soporte palmar, además de cuenta con el peso en kilogramos y la distancia utilizada en metros.

Antebrazo

La estructura diseñada, se enfoca en la modificación de medidas y construcción, con el objetivo de cumplir el alojamiento de actuadores, destinado a la acción por cada uno de los dedos. Esta estructura protege en su totalidad a los elementos internos, recreando la estructura anatómica del antebrazo y cumpliendo las medidas antropométricas descritas en la restricción del diseño inicial.

Este apartado presenta las piezas que tiene la importancia de proteger y soportar. Se cuenta con cuatro (4) piezas, como se muestra en la tabla 42.

Tabla 42

Tabla con datos de impresión 3D de antebrazo.

Ítem	Tiempo de manufactura	Peso	Distancia Filamento
Antebrazo superior izquierdo	2 h 31 min	37 gr	14.94 m
Antebrazo superior derecho	1 h 48 min	29 gr	9.61 m
Antebrazo inferior izquierdo	2 h 46 min	44 gr	14.76 m
Antebrazo inferior derecho	3 h 38 min	55 gr	18.30 m

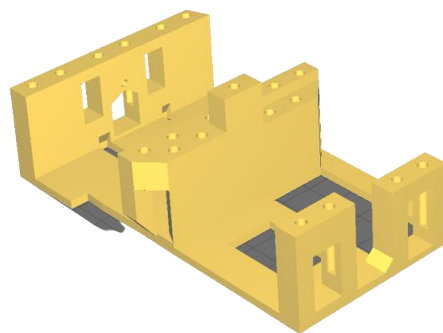
Nota: Esta tabla muestra el tiempo de la manufactura por cada uno de los elementos del antebrazo, además de cuenta con el peso en kilogramos y la distancia utilizada en metros.

Soporte accesorios

Las piezas descritas a continuación, son elementos que permite el desarrollo e integración de movimiento, con los componentes eléctricos – mecánicos, en la figura 33 se presenta un soporte estructural para el anclaje de los servomotores (cinco), que se fija en a la estructura anterior (antebrazo), en las figuras 34 y 35 son elementos que permite la integración de los componentes para la recreación de los tendones que se encuentra implementado por elementos de hilo. Para el cierre total del componente se presenta en la figura 36 una tapa que permite la salida de los conductores para la acción de los actuadores.

Figura 33

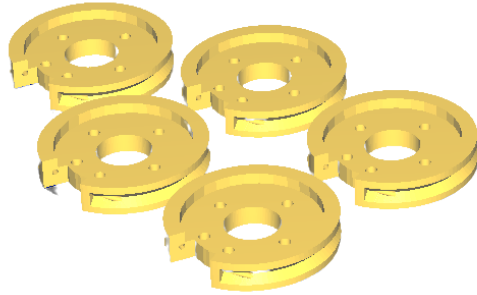
Pieza soporte de servo motores - interno.



Nota: Esta figura muestra la forma final del soporte de servomotores.

Figura 34

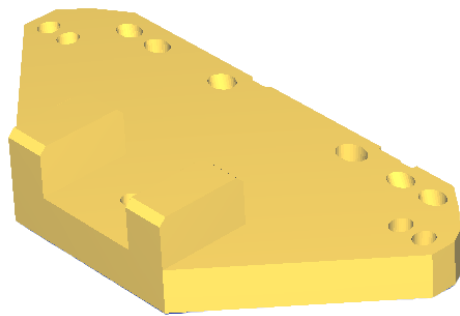
Piezas rueda soporte - tendón.



Nota: Esta figura muestra la forma del elemento de integración del eje del servomotor con el material que simula un tendón.

Figura 35

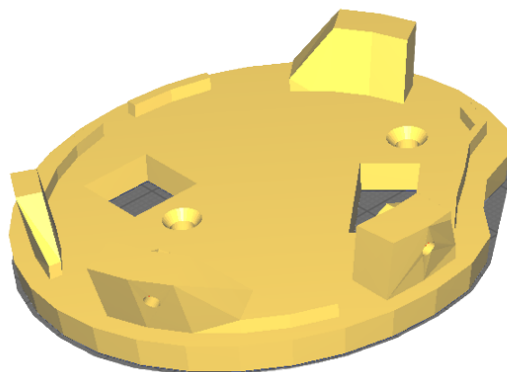
Guía soporte de tendón.



Nota: Esta figura muestra la forma final de la guía de material que simula los tendones de los dedos.

Figura 36

Base de antebrazo



Nota: Esta figura muestra la forma de cierre al antebrazo para ubicación inferior.

Se presenta un total de 8 piezas considerada de soporte accesorio. En la tabla 43 se puede verificar los tiempos establecidos en la manufactura presente.

Tabla 43

Tabla con datos de impresión 3D de soporte accesorios.

Ítem	Tiempo de manufactura	Peso	Distancia Filamento
Soporte servos	2 h 38 min	37 gr	12.54 m
Rueda soporte	42 min	9 gr	3.15 m
Guía soporte	37 min	11 gr	3.52 m
Base	1 h 10 min	21 gr	6.94 m

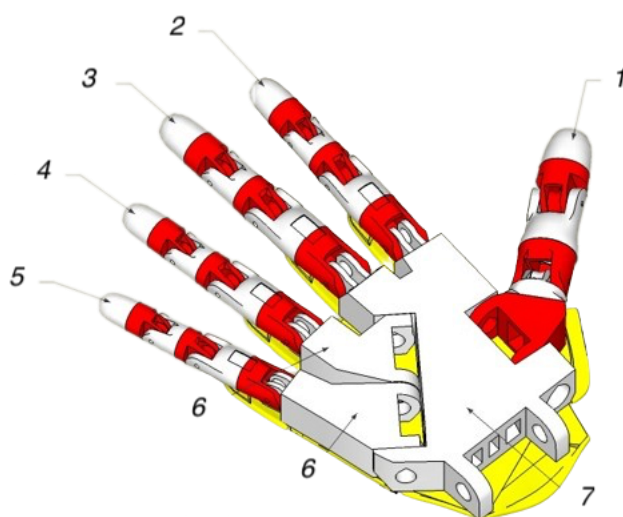
Nota: Esta tabla muestra el tiempo de la manufactura por cada uno de los elementos de accesorios de soporte, además de cuenta con el peso en kilogramos y la distancia utilizada en metros.

Ensamble de prótesis

Al contar con cada una de las piezas impresas de la prótesis biomecánica de brazo – mano de extremidad derecha, se presenta los elementos que integran y su elemento de sujeción, como se muestra en la figura 37 y tabla 44.

Figura 37

Elementos constitutivos de mano derecha.



Nota: Esta figura muestra la cantidad de elementos y su posición específica en el ensamble de las falanges de la mano derecha.

Para el ensamble y sujeción es necesario contar con una cantidad de pernos o elementos impresos que permita la integración de los elementos, en la tabla 44 se presenta el numero necesario por cada dedo.

Tabla 44

Presentación de cantidad de piezas y elementos de sujeción.

Número	Ítem	Cantidad Piezas	Elemento unión	Cantidad
--------	------	--------------------	----------------	----------

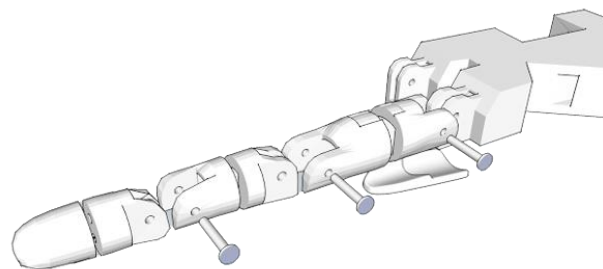
1	Pulgar	5	Perno M2	2
1	Palma - Pulgar	1	1x8mmx8cm	1
2	Índice	6	Perno M2	2
3	Medio	6	Perno M2	2
4	Anular	6	Perno M2	2
5	Meñique	6	Perno M2	2
6	Palma - Anular	1	1x8mmx8cm	1
6	Palma - Meñique	1	1x8mmx8cm	1
7	Muñeca – Palma	1	1x8mmx4cm	1

Nota: Esta tabla muestra el número asignado a cada descripción, para determina la cantidad de piezas necesarias y sus elementos de sujeción de la mano derecha.

Se demuestra semejanza en la operatividad de los dedos índice, medio, anular y meñique, por lo que se utiliza el mismo proceso de ensamble para sus componentes, variando solo en su tamaño. El ensamblaje se muestra en la Figura 38.

Figura 38

Directriz de ubicación de piezas por dedo.

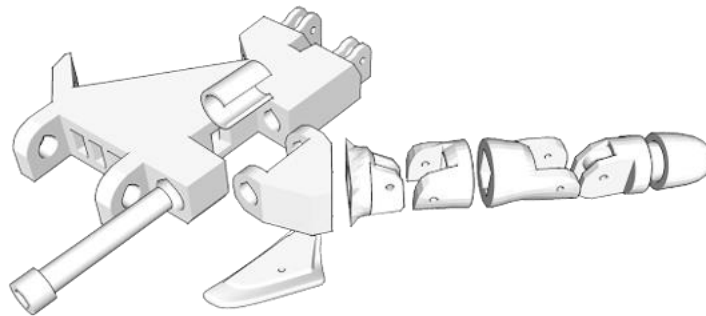


Nota: La figura muestra las falanges y su posición, para un adecuado ensamble de sus componentes.

La funcionalidad del dedo pulgar es distinta a las demás e influenció en un diseño diferente a los demás dedos, como se muestra en la figura 39.

Figura 39

Directriz de ubicación de piezas dedo pulgar -palma de mano.

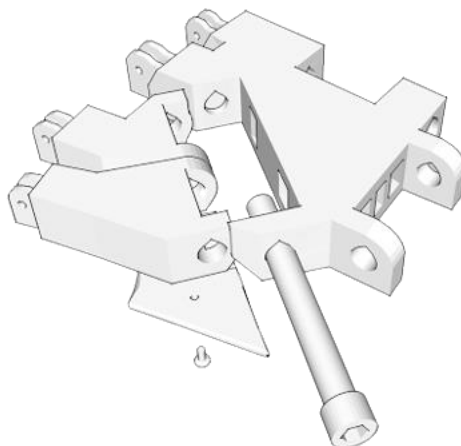


Nota: La figura muestra el ensamblaje del dedo pulgar, al contar con procedimiento distinto.

La diferencia en el tamaño de los dedos meñique y anular es un factor clave en el diseño de la prótesis de mano. En este sentido, se ha desarrollado un componente específico que permite adaptarse a la forma palmar de la mano, como se muestra en la figura 40. Además, se han incluido pasadores para garantizar la movilidad en el acople de la prótesis con la mano.

Figura 40

Directriz de ubicación de piezas acople dedo meñique - anular - palma de mano.

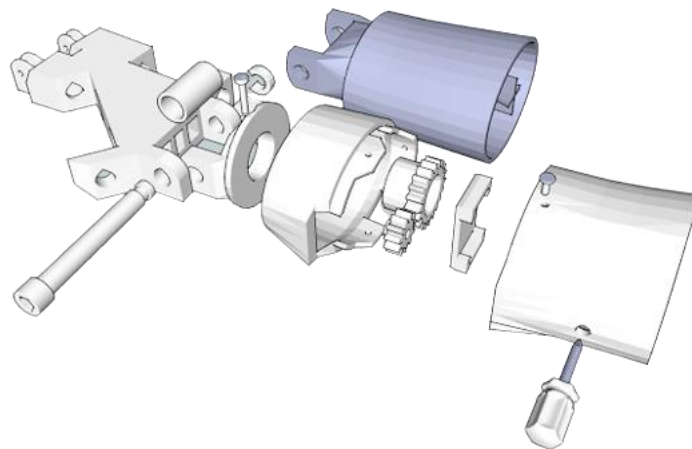


Nota: La figura muestra la integración del soporte de palma y los elementos que recrea el movimiento de los dedos anular y meñique.

Para continuar con la constitución mecánica de la prótesis, es fundamental ensamblar los componentes de la muñeca interna y externa con la parte palmar de la mano. De esta manera, se logra una opción para desarrollar movilidad en la prótesis. Esta característica se observa en la figura 41, donde se muestra la visualización resultante de la integración de los componentes mencionados.

Figura 41

Directriz de ubicación de piezas acople muñeca.



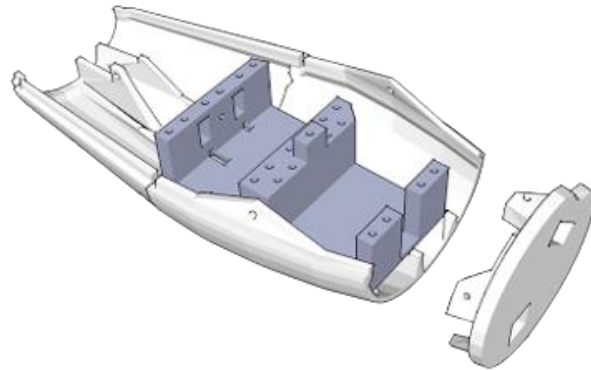
Nota: La figura muestra los componentes internos y su cubierta exterior en la muñeca.

Una vez ensambladas las piezas y sus componentes, es importante asegurar la continuidad y estética de cada uno de los dedos. Para ello, se procede a eliminar los excedentes de material en las uniones de los dedos con los actuadores eléctrico-electrónicos.

Se ha desarrollado los elementos móviles de dedos, mano y muñeca, se continua con los componentes de antebrazo y se especifica los elementos de soporte de servomotores con sus cubiertas que limita el acceso o posible interacción no deseado con las partes móviles. La figura 42 presenta la unión y base de las cuatro piezas necesarias y sus accesorios.

Figura 42

Directriz de ubicación de piezas de antebrazo.

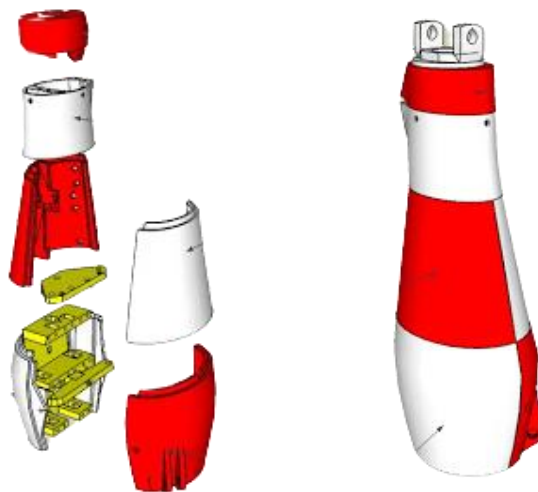


Nota: La figura muestra la ubicación del soporte de servo moteres en los elementos del antebrazo.

Al finalizar la implementación mecánica se obtiene la figura 43. Se asegura la calidad de sujeción y movilidad de los elementos.

Figura 43

Directriz final de componentes prótesis.



Nota: La figura muestra el resultado del ensamble de los diferentes elementos que compone el antebrazo.

Sensores EMG – superficial

Implementación de sensor muscular ECG EMG 3,3V AD8832

El sensor utilizado para medir la actividad eléctrica de los músculos restantes es fundamental para el control de la prótesis. Este sensor permite controlar los movimientos de flexión de la prótesis. Sin embargo, es importante tener en cuenta algunas consideraciones en el momento de la aplicación del sensor mioeléctrico, tales como la localización y el tipo de sensor, la selección de los canales y la configuración del sistema de control para obtener una precisión en el movimiento de la prótesis y se enlistan a continuación;

- No invasivo y se ubica en la piel sobre el músculo a medir, con electrodos de superficie (gelificado).
- La señal de salida de corriente eléctrica varía con la actividad muscular.
- El sensor registra movimientos involuntarios y la fatiga muscular.
- La señal es afectada por la humedad, la suciedad de la piel.
- El sensor amplifica la señal de registro de microvoltios (μV)
- Salida de señal en microamperios (μA).

La ubicación adecuada de los electrodos del sensor mioeléctrico para la detección de movimiento de flexión de los dedos depende del músculo o tendón activado durante el mismo. Para medir la flexión del dedo pulgar, los electrodos se colocan en el músculo flexor largo del pulgar, que se encuentra en la parte superior del antebrazo, representado por el color verde, como se muestra en la figura 44.

Figura 44

Ubicación de músculo flexor largo del pulgar



Nota: La figura resalta con color verde, el musculo y tendón que genera el movimiento del dedo pulgar. Y ubicación a lo largo del mismo.

Para medir la flexión de los dedos índice, medio, anular y meñique, los electrodos se colocan en el músculo flexor común de los dedos, que se encuentra en la parte anterior de la muñeca, representado por el color verde, como se muestra en la figura 45.

Figura 45

Ubicación de músculo flexor común de los dedos



Nota: La figura resalta con color verde, el musculo y tendón que genera el movimiento de los dedos índice, medio, anular y meñique. Mayor superficie para ubicación de sensor muscular

La aplicación de un sensor mioelectrico permite recrear la movilidad de los dedos de la prótesis biomecánica, por medio de la actividad muscular y lectura eléctrica, el valor de salida de la señal se encuentra en dependencia del usuario.

Los elementos utilizados para la adquisición de la señal son:

- 1 placa de sensor muscular, como se muestra en la figura 46.

Figura 46

Placa tratamiento señal sensor muscular



Nota: La figura muestra la placa de tratamiento de señal, con el conector de ingreso del cable EMG y las señales de salida hacia el controlador.

- 1 cable EMG profesional, como se muestra en la figura 47.

Figura 47

Cable tripolar EMG



Nota: La figura muestra el cable específico para EMG y conexión con los electrodos gelificados e identificados por colores

- 3 electrodos de superficie desechables, como se muestra en la figura 48.

Figura 48

Tipos de electrodos gelificados



Nota: La figura muestra dos tipos de electrodos utilizados en EMG, por conector metálico y conexión por medio de gel.

Resultados

A continuación, se realiza una consolidación de resultados obtenidos en la manufactura del proceso, por las restricciones de diseño planificadas.

- Peso
- Costo diseño
- Costo impresión
- Consumo de material
- Costo de dispositivos de control
- Costo total manufactura
- Protocolo de pruebas

Peso

En la tabla 45 se muestran los pesos individuales de cada componente y el peso total del prototipo. En el gráfico de barras se puede visualizar claramente la comparación entre los pesos de cada grupo de elementos, como se muestra en la figura 49.

Tabla 45

Pesos por cada elemento de la prótesis.

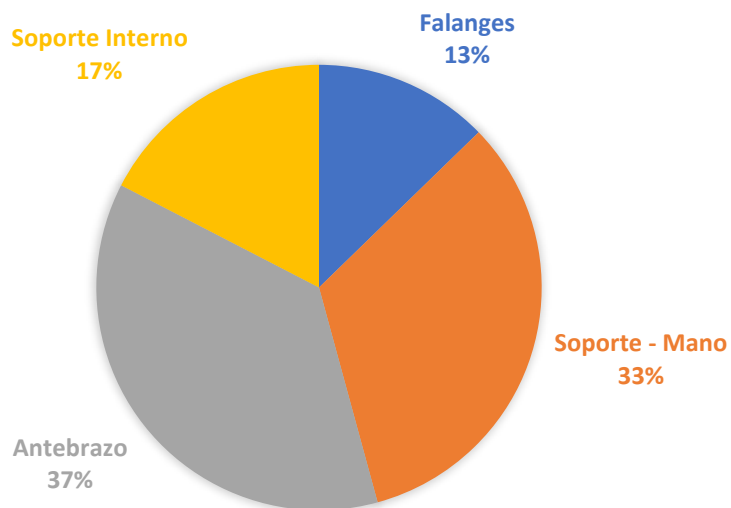
Ítem	Peso (gr)	Grupo	Peso (gr)
Pulgar	19		
Índice	10		
Medio	12	Falanges	57
Anular	9		
Meñique	7		
Palma de mano	45		
Muñeca externa	53	Soporte - Mano	148
Muñeca Interna	16		
Soporte de tendón	5		

Pasantes	10		
Soporte dedos	19		
Antebrazo superior izquierdo	37		
Antebrazo superior derecho	29		
Antebrazo inferior izquierdo	44	Antebrazo	165
Antebrazo inferior derecho	55		
Soporte servos	37		
Rueda soporte	9		
Guía soporte	11	Soporte Interno	78
Base	21		
Total	448		

Nota: La tabla muestra los valores de pesos de cada elemento, además se consolida en grupos los elementos y el total por grupo.

Figura 49

Pesos por grupo de elementos



Nota: La figura muestra el resultado, que elemento dispone de mayor peso en su conjunto.

Costo diseño

En el proceso de diseño, se considera la modificación de las medidas antropométricas necesarias que cumple de forma específica las restricciones de diseño, esta modificación toma un tiempo inicial considerable al iniciar en el dedo pulgar, y va disminuyendo al tener la información y facilidad de herramientas computacionales, como se muestra en la tabla 46.

Tabla 46

Resumen de datos de tiempo en diseño por cada elemento de prótesis.

Ítem	Tiempo de diseño
Pulgar	3 h 30 min
Índice	35
Medio	35 min
Anular	35 min
Meñique	35 min
Palma de mano	3 h 00 min
Total	8 h

Nota: La tabla muestra el tiempo de diseño implementado para la modificación de las medidas antropométricas.

El tiempo total desarrollado, se debe transformar a un valor monetario, se considera varios factores en el costo de diseño de una prótesis, entre ellos son:

En determinación del Ministerio de Trabajo en el Ecuador por la estructuras ocupacionales - salarios mínimos sectoriales y tarifas, el salario mínimo sectorial para un ingeniero eléctrico es de 494,61 dólares americanos. Al determinar el costo de hora, se considera la jornada laboral total de 160 horas el mes, no se considera los valores adicionales referentes al cumplimiento de la ley ecuatoriana.

$$\text{Costo hora – hombre} = \frac{\text{Salario minimo sectorial}}{\text{Jornada laboral mensual}}$$

$$\text{Costo hora – hombre} = \frac{494,61 \text{ dolares}}{160 \text{ horas}}$$

$$\text{Costo hora – hombre} = 3,09 \text{ dolares}$$

$$\text{Costo mano obra} = \text{Costo hora – hombre} * \text{Tiempo diseño}$$

$$\text{Costo mano obra} = 3,09 \text{ dolares} * 8 \text{ horas}$$

$$\text{Costo mano obra} = 24,73 \text{ dolares}$$

El valor representativo de 24,73 dólares es considerado como referencial básico en el desarrollo de prótesis biomecánica. Si se considera el valor de diseño en 3D es el valor asciende a un valor referencial 20 dólares por cada hora.

$$\text{Costo diseño} = \text{Costo hora – hombre} * \text{Tiempo diseño}$$

$$\text{Costo diseño} = 20 \text{ dolares} * 8 \text{ horas}$$

$$\text{Costo diseño} = 160 \text{ dolares}$$

Costo impresión

El costo por minuto de impresión 3D puede variar significativamente dependiendo de varios factores, como el tipo de material utilizado, el tamaño, la complejidad del objeto a imprimir, el costo de los suministros y la energía.

En general, el proceso de manufactura empleado en la impresión 3D, es de menor costo debido al tiempo utilizado como se muestra en la tabla 47.

Tabla 47

Resumen de datos de tiempo de impresión 3D por cada elemento de prótesis.

Ítem	Tiempo de manufactura
Pulgar	1 h 28 min

Índice	50 min
Medio	59 min
Anular	46 min
Meñique	37 min
Palma de mano	3 h 2 min
Muñeca externa	3 h 36 min
Muñeca Interna	1 h 20 min
Soporte de tendón	22 min
Pasantes	49 min
Soporte dedos	1 h 14 min
Antebrazo superior izquierdo	2 h 31 min
Antebrazo superior derecho	1 h 48 min
Antebrazo inferior izquierdo	2 h 46 min
Antebrazo inferior derecho	3 h 38 min
Soporte servos	2 h 38 min
Rueda soporte	42 min
Guía soporte	37 min
Base	1 h 10 min
Total	9 h 12 min

Nota: Esta tabla muestra los tiempos de manufactura en la impresora 3D, por cada elemento constitutivos de la prótesis.

$$\text{Costo impresion} = \text{Costo minuto} * \text{Tiempo impresion}$$

$$\text{Costo diseño} = 0,15 \frac{\text{centavos}}{\text{minuto}} * 1793 \text{ minutos}$$

$$\text{Costo diseño} = 268,95 \text{ dolares}$$

El costo de 448,25 dólares por una prótesis impresa en 3D podría ser considerado como un precio bajo, ya que se considera las restricciones de diseño de una prótesis biomecánica, en consideración de otras prótesis que tiene un precio más elevado.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que el precio de una prótesis impresa en 3D a menudo es significativamente menor que el precio de una prótesis tradicional, lo que puede hacer que el costo sea más asequible para las personas que necesitan una prótesis.

Consumo de material

El precio de los materiales para impresión 3D, como el filamento de PLA, varía en dependencia de varios factores como el proveedor, la calidad del material, el tamaño del rollo, la oferta y la demanda en el mercado.

Se utilizó el filamento de marca SUNLU, de material nacarado, brindando una facilidad de disponibilidad por kilo, como se muestra en la tabla 48.

Tabla 48

Valor económico determinados por gramo de material.

Ítem	Detalle	Cantidad	Valor
	Pieza valida	448 gr	9,63 dólares
Consumo material	Pieza fallo	300 gr	6,45 dólares
	Sobrante	252 gr	5,42 dólares
	Total	1000 gr	21,50 dólares

Nota: Esta tabla muestra los pesos de los elementos válidos, y la relación con el precio por peso.

Costo de dispositivos de control

Se debe determinar un valor para contar con la implementación del objetivo de utilidad del sensor muscular – EMG. Este valor se referencia a los elementos que debe adquirir, procesar, y controlar los elementos de acción del prototipo de prótesis biomecánica.

A continuación, se presenta los elementos y valores utilizados en el mismo, como se muestra en la tabla 49.

Tabla 49

Precios consolidados de elementos electrónicos en construcción de prótesis.

Ítem	Detalle	Cantidad	Precio
Controlador	Arduino nano	1 unidad	12 dólares
Sensor	Sensor muscular	1 kit	43 dólares
Alimentación	Batería litio	1 unidad	18.70 dólares
	Regulador de tensión	1 unidad	3.50 dólares
Actuador	Servomotor	5 kit	22.50 dólares
Conectores	Borneras	7 unidad	3.50 dólares
Total			103.20 dólares

Nota: Esta tabla muestra los elementos de control electrónico y su precio de mercado.

El valor de 103,20 dólares americanos es un valor determinado para un prototipo, que cumpla las restricciones de diseño, considerado de bajo costo para el mismo. Es considerado adecuado para el cumplimiento de los objetivos.

Costo total de manufactura

El costo total de manufactura del diseño y construcción de un prototipo de prótesis biomecánica – con sensor muscular, desarrollado mediante el modelo de deposición fundida incluye los factores, como se muestra en la tabla 50.

Tabla 50

Precios consolidados de los componentes implementados.

Ítem	Detalle	Valor
1	Filamento PLA	21.50 dólares
2	Componentes electrónicos	103.20 dólares

3	Maquinaria	Costo impresión	268.95 dólares
4	Mano de obra	Costo mano de obra	24.73 dólares
5		Costo de diseño	160.00 dólares
Total			578,38 dólares

Nota: Esta tabla muestra el precio total que se requiere para la manufactura de la prótesis.

Es importante tener en cuenta que estos costos pueden variar en dependencia de la escala de producción, el tamaño y la complejidad del prototipo. El costo total del “diseño y construcción de un prototipo biomecánico brazo – mano por medio de sensor muscular”, por medio de manufactura aditiva (AM) con el modelado por deposición fundida (FDM), es de 578,38 dólares, como se muestra en la tabla 51.

Tabla 51

Tabla de prótesis mioeléctricas disponibles.

Nombre del producto	Grados de libertad	Numero de actuadores	Peso (gr)	Precio (USD)
Bebionic 3	6	5	390 – 598	11.000
Hero Arm	5 ó 6	3 ó 4	280 – 346	6.600
I-limb ultra	6	6	507 – 515	Inicia 33.000
LUKE Arm (Radial Configuration)	6	6	1400	100.000
Michelangelo Hand with Axon Rotation	4	3	420	60.000
TASKA Hand	8	6	-	35.000
VINCENT Evolution 3	6	6	386	-
DCPB ² M ² SM	3	5	448	578.38

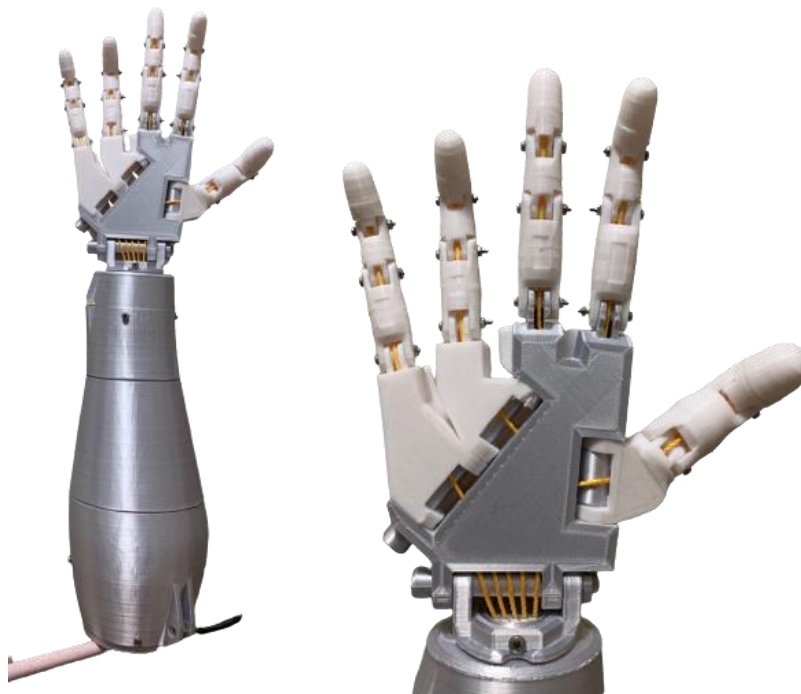
Nota: Esta tabla muestra los precios de las prótesis comerciales y en comparación de la prótesis desarrollada en el presente trabajo.

Prototipo Final

En la comparación de las prótesis disponibles en el mercado, el presente proyecto resalta por el bajo costo para su adquisición, con la característica de ser personalizado y cumplimiento de requerimientos de gran calidad en su funcionalidad. El resultado final se presenta en la figura 50.

Figura 50

Prototipo DCPB²M²SM



Nota: Esta figura muestra el resultado de la integración de elementos del prototipo de prótesis.

Protocolo de pruebas

El protocolo de pruebas implementado para la prótesis biomecánica transradial debe considerar las variaciones en dependencia de las especificaciones y regulaciones del dispositivo. Además, el protocolo debe ser revisado y actualizado periódicamente para

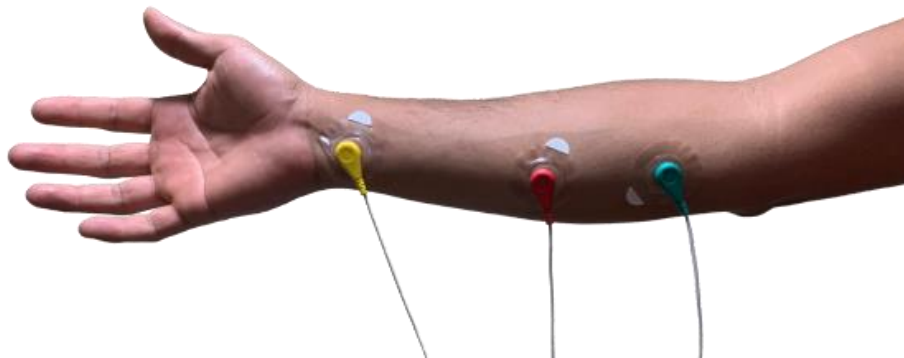
asegurar que se cumplan las restricciones de diseño implementadas. A continuación, se realiza las pruebas:

Pruebas de compatibilidad: se evalúa la compatibilidad de forma específica en la implementación del sensor muscular, como es la tecnología, con el sistema de control y sistemas de actuación.

Se ha desarrollado con un único usuario la determinación y ubicación de los electrodos en un punto de adquisición de señal EMG en la figura 51 y acción del prototipo de prótesis, como se muestra en la figura 52.

Figura 51

Aceptación de electrodos gelificados.



Nota: Esta figura muestra la ubicación de los electrodos que permite las señales EMG, para el actuar de la prótesis.

Figura 52

Interacción de sensor con prototipo de prótesis biomecánica.



Nota: En la figura muestra los actuadores que interactúa con la ubicación de los electrodos EMG.

Prueba de validación sensor muscular

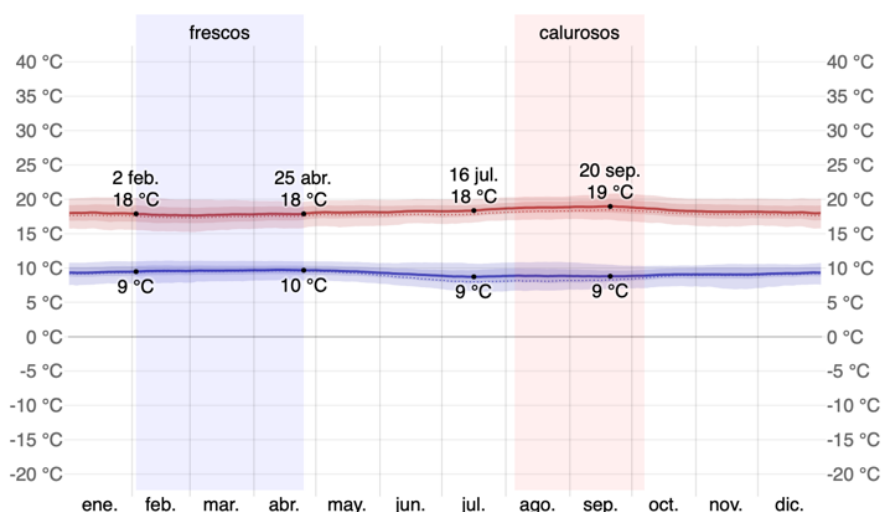
En el desarrollo del sensor muscular es esencial la validación del prototipo biomecánico de brazo - mano y garantizar los resultados sean precisos y confiables, es necesario determinar información base para su aplicación.

En condiciones de validación de utilidad del sensor muscular, interviene las condiciones medio ambientales como la temperatura – humedad en la conductividad eléctrica del musculo y afectar la señal, al tener un impacto significativo en la sensibilidad, precisión y confiabilidad del sensor.

Se considera una temperatura promedio presente en la ciudad de Quito, con información de respaldo de Weather Spark, como se muestra en la figura 53.

Figura 53

Temperaturas mínima y máxima de la ciudad de Quito en el año 2023.



Nota: En la figura muestra los valores promedio de temperatura en la ciudad de Quito por cada uno de los meses del año 2023, enfatizado el mes de enero del 2023.

Así se presenta los datos considerados para la validación del sensor muscular por el usuario, como se muestra en la tabla 52.

Tabla 52

Datos establecido para validación de sensor muscular.

Datos	Min °C	Prom °C	Max °C
Temperatura Ambiente	9	13	18
Sexo		Masculino	
Edad		36 años	
Peso		96 kg	
Altura		1.90 m	

Nota: En la tabla muestra los datos considerados de temperatura, sexo y edad de la muestra para la validación del sensor muscular.

Calibración: Se considera el reducir el ruido, la interferencia en la señal EMG, mejorar la resolución y sensibilidad del sensor muscular. La tabla 53 muestran los datos del sensor en condiciones antes asignadas, para el control de los actuadores.

Tabla 53

Datos del sensor en muestra - hombre

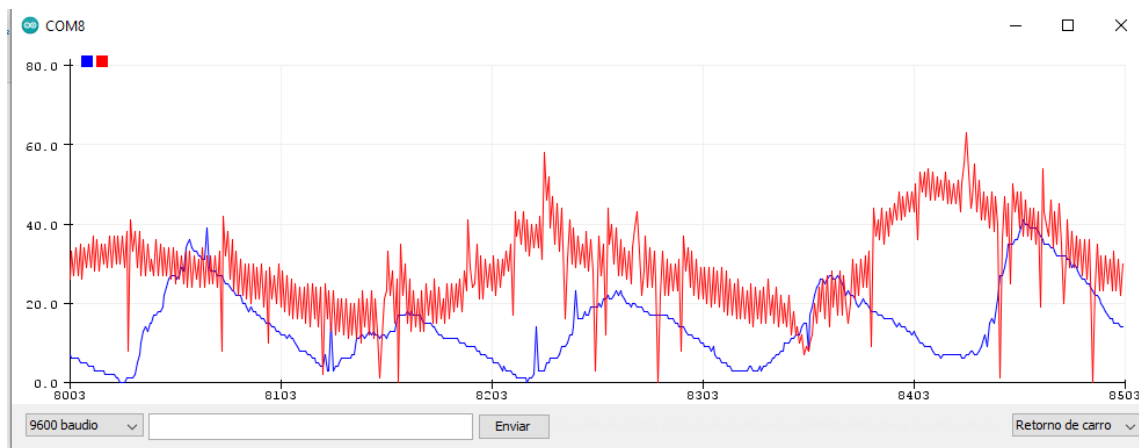
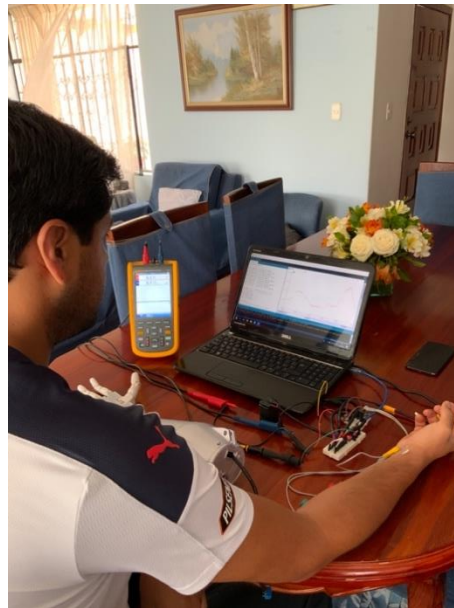
	Flexión	Extensión
Posición persona	Sentado	
Señal salida	mV	
Valor Salida	80 – 130	20 - 40

Nota: En la tabla muestra los valores que se obtiene del sensor muscular en la salida con referencia de sexo y medio ambiente.

La acción del sensor y verificación de acción del prototipo se muestra en la figura 54, la variación de señal del sensor muscular.

Figura 54

Verificación de valores de señal del sensor muscular.



Nota: En la figura muestra la verificación del rango de acción del sensor muscular, en la ubicación de sensores y acción de prótesis biomecánica.

Pruebas de usuario: El desarrollo de prueba al usuario se encuentra limitado al no tener un comité de ética institucional, se desarrolla un único consentimiento informado para las pruebas y adquisición de datos resultantes del usuario. El documento para la presentación de información se encuentra respaldado en el anexo A.

La evalúa por comprobación de reproducibilidad – sensibilidades disponibles para el uso de la prótesis por el usuario, así como su capacidad para adaptarse a las necesidades individuales. Cumpliendo así pruebas de acción con recreación de movimiento de flexión y extensión como se muestra el seguimiento de los mismo en la figura 55.

Figura 55

Seguimiento de datos adquiridos



Nota: La figura muestra el seguimiento de los valores para registro de rango y comprobar la reproducibilidad y sensibilidad.

La evaluación de la capacidad de la prótesis para realizar los movimientos de flexión y extensión, para el desarrollo del movimiento tiene un rango de señal muscular adquirida por el sensor, como se muestra en la tabla 54. Y sus conexiones se presenta en el anexo C y su programación en el anexo D.

Tabla 54

Presentación de numero de accionamiento.

Número de acciones	Ítem	Flexión	Unidad	Interacción	No interacción	Indeterminado
100	Mínimo	55	mV	93	5	2
	Máximo	1030	mV			

Nota: Esta tabla muestra el número de veces que presenta interacción del musculo con la prótesis.

Discusión

Es importante presentar la comparación y el resultado de las restricciones de diseño para conocer la aceptación, adaptación a las necesidades y preferencias del usuario.

Punto: Grado de libertad

Los grados de libertad como el tamaño por medidas antropométricas, son factores importantes para considerar en el diseño y fabricación de prótesis biomecánicas de brazo y mano. El prototipo de la bioprótesis brazo - mano tiene tres (3) grados de libertad en su movimiento de las falanges de los dedos de la mano derecha, lo que significa una menor movilidad que las disponibles en el mercado como: la prótesis TASKA Hand tienen la mayor cantidad de grados de libertad, con un total de ocho (8). Bebionic 3, Hero Arm, I-limb ultra, LUKE Arm y VICENT Evolution 3, tiene seis (6) grados de libertad cada una, mientras que la Michelangelo Hand with Axon Rotation, tienen 4 grados de libertad. La diferencia de grados de libertad se expresa en cantidad de movimientos que puede generar la prótesis y al evaluar la funcionalidad de una prótesis.

En otro punto, al comparar los grados de libertad de la prótesis, la versión comercial con el grado de libertad de la mano humana tiene un total de 27 grados de libertad (23 en los dedos y 4 en la muñeca), se puede apreciar que las prótesis son limitadas en sus grados de libertad y movimientos, esta información puede ser útil para la fabricación de prótesis, ya que puede ayudar a diseñar dispositivos con un número mayor de grados de libertad para un número mayor de movimientos para el usuario.

El prototipo de la bioprótesis brazo – mano presenta información relacionada con la posición final del efector (falange distal) y el movimiento de los dedos de mano derecha en flexión y extensión, con el objetivo de optimizar el diseño y asegurar su funcionamiento, en todas las prótesis comerciales no presenta información de posición final de los dedos de la mano derecha.

Punto: Peso

El prototipo de la bioprótesis brazo - mano tiene un peso aproximado de 448 gramos, lo que significa que es más pesada que las disponibles en el mercado como: Hero Man (280 - 346 gramos), Michelangelo Hand (420 gramos) y VINCENT Evolution 3 (386 gramos), esta diferencia puede tener implicación en términos de comodidad y facilidad de uso para los usuarios de las prótesis.

Por otro lado, al comparar el peso de la prótesis, la versión comercial con el peso promedio de una persona adulta que es entre 2.5 y 4.5 kg, se puede apreciar que las cuatro prótesis son más ligeras, esta información puede ser útil para la fabricación de prótesis, ya que puede ayudar a diseñar dispositivos con materiales livianos y tecnologías de fabricación avanzadas, que sean más fáciles de utilizar y menos fatigantes para el usuario.

Punto: Manufactura aditiva

El proceso de manufactura aditiva es utilizado por la mayoría de las prótesis para producir las piezas y componentes necesarios. El prototipo de la bioprótesis brazo - mano se manufacturo por medio de la impresión 3D, así como Hero Arm y VINCENT Evolution, esta semejanza puede tener implicación en términos de viabilidad en desarrollo, que facilita la personalización de la prótesis, sin embargo, es importante mencionar que el material utilizado (Polímero PLA) tiene limitaciones, por lo que se podrían mejorar en futuros estudios utilizando otro tipo de materiales.

Otras prótesis comerciales presentan tecnologías tradicionales de fabricación, como el moldeo por inyección y el maquinado CNC, para producir piezas específicas. La LUKE Arm utiliza la fundición y el maquinado para producir las piezas y presenta un impacto en los costos y el tiempo necesario para producir la prótesis

Punto: Costo

El costo presenta ventaja en la utilidad de sensores musculares y manufactura aditiva por modelo de deposición fundida en prótesis biomecánicas de brazo – mano como se muestra en la tabla 55, pero también puede implicar un menor grado de personalización, menor precisión en el movimiento y menor durabilidad.

Tabla 55

Porcentaje de disminución de precio.

Nombre del producto	Precio (USD)	Porcentaje menor
Bebionic 3	11.000	- 94,74%
Hero Arm	6.600	-91,24%
I-limb ultra	Inicia 33.000	-98,25%
LUKE Arm (Radial Configuration)	100.000	-99,42%
Michelangelo Hand with Axon Rotation	60.000	-99,04%
TASKA Hand	35.000	-98,35%

Nota: Esta tabla muestra la disminución en porcentaje del precio de comercialización en comparativa del valor de manufactura del presente trabajo.

Punto: Sensor muscular

El uso de sensores musculares EMG en prótesis biomecánicas de brazo - mano presenta ventajas en términos de precisión, personalización y sensación de control. El prototipo de la bioprótesis brazo - mano tiene un sensor muscular con electrodos mioelectricos para detectar la actividad eléctrica de los músculos del usuario y traducirlos en movimientos de la prótesis, lo que significa que se encuentra en igual desarrollo que las disponibles en el mercado como: Hero Arm I-limb ultra LUKE Arm (Radial Configuration), esta semejanza puede tener implicación en términos de accesibilidad para los usuarios de las prótesis y adaptabilidad para las diferentes formas de reducción de la capacidad de movimiento.

Sin embargo, el brazo humano y sus señales eléctricas son producidas por el cerebro y transmitidas a través del sistema nervioso a los músculos del brazo y la mano. Los sensores musculares de las prótesis igualmente capturan las señales eléctricas producidas por los músculos del brazo del usuario, pero en lugar de transmitir las a través del sistema nervioso, las convierten en señales eléctricas que son utilizadas para controlar los movimientos de la prótesis en consecuencia una mayor capacitación y habilidad por parte del usuario para poder utilizar la prótesis de manera efectiva.

Conclusión

En el presente trabajo de investigación del “diseño y construcción del prototipo biomecánico brazo mano mediante el uso de sensores musculares”, con manufactura aditiva y modelado por deposición fundida. Se presenta las siguientes conclusiones:

Punto: Cumplimiento de objetivo

La construcción del prototipo de prótesis biomecánica de brazo – mano mediante el uso de sensores musculares, ha demostrado ser efectivo en la generación de movimientos naturales en un 93% de las veces de generación de señal mediante la adquisición de electromiografía, lo que permite al usuario realizar la actividad de sujeción de objetos, con la mejora significativa de la movilidad de la persona que presenta disminución de la función de un miembro superior.

Punto: Diseño y modelado

La recreación de movimiento que permite la extremidad superior con, siete (7) grados de libertad en el brazo y veintitrés (23) grados de libertad en la mano, el prototipo ha alcanzado a recrear un 13,04% de movimientos total, centrado en la flexión y extensión de las falanges de la mano, con el adicional de presentar las medidas antropométricas específica para el grupo etario determinado en diecinueve (19) a sesenta y cinco (65) años de un hombre en Latinoamérica,

El peso de la prótesis es un 29,48% más pesada que la Hero Arm que se vende de manera comercial pero un 82,08% más liviana que el peso promedio del brazo - mano de una persona adulta. La prótesis diseñada como la comercial muestran ser más livianas que el miembro real de la una persona, lo que demuestra puede continuar desarrollando nuevos prototipos que sean más ligeros y ergonómicos que satisfagan las necesidades como la comodidad del usuario.

El uso de tecnologías como la manufactura aditiva y la aplicación de materiales termoplásticos para la impresión en 3D, obtiene un precio menor del 91,24% de la prótesis más económica realizada con manufactura tradicional, esta tecnología muestra ser

competente para el desarrollo de prótesis precisas, económicas y funcionales, lo que puede mejorar la calidad de vida de las personas al poder ser adquiridas a un costo menor de las prótesis que existen en el mercado.

Además, el sensor muscular EMG es el componente esencial para el control del movimiento del prototipo, ya que permiten una interfaz más natural y precisa entre el usuario y el prototipo, por lo cual la prótesis comerciales como Bebionic 3, I-limb, Michelangelo Hand Axon Rotation y VINCENT Evolution 3 los implementan en el desarrollo de su funcionalidad, y otras como Hero Arm, LUKE Arm y TASKA Hand implementan otro tipo de sensor, por lo cual el prototipo se encuentra en el 57,14% de las prótesis que utilizan electromiografía para la adquisición de señal para la recreación de movimiento de extremidad superior.

Punto: Aplicaciones

El prototipo de brazo mano biomecánico tiene la potencialidad de la aplicación en el campo de la salud, al ser utilizado incluyendo la rehabilitación post-quirúrgica para ayudar a los pacientes a recuperar el control y la fuerza muscular después de una lesión o cirugía, el tratamiento de enfermedades neurológicas como la esclerosis múltiple, el Parkinson y la parálisis cerebral, permitiendo a los pacientes recuperar parte del control motor perdido, la mejora de la calidad de vida que han perdido una extremidad, permitiéndoles recuperar algunas de las funciones motoras que habían perdido y mejorar su autonomía e independencia. y la investigación médica para el estudio de las capacidades motoras y la rehabilitación de pacientes con lesiones o enfermedades neurológicas.

El prototipo diseñado y construido tendrá un costo de \$578. 38 dólares americanos, representando un 91.24% más barato que el más económico que se ofrece en el mercado que tiene un costo de \$6600 dólares americanos.

Se considera el presente trabajo de investigación es un paso importante en el desarrollo de tecnologías avanzadas de brazos biomecánicos para solventar la necesidad de las personas

que presenta una disminución de física de extremidad superior derecha, con una directriz transradial y se espera que en el futuro se puedan seguir investigando y mejorando estas tecnologías para su uso amplio.

Recomendaciones

Aunque el prototipo presenta limitaciones en cuanto a resistencia mecánica y precisión dimensional, se sugiere en analizar otras técnicas de fabricación aditiva, y el uso de nuevos métodos de control.

El prototipo requiere tener más exploración en las diferentes posibles de aplicaciones en mayor campo de la salud y mejorar el diseño y funcionamiento del prototipo

En el trabajo se busca presentar recomendaciones para futuros estudios con relación al diseño y construcción de prototipos biomecánicos brazo - mano.

Estudiar y comparar las diferentes técnicas de fabricación aditiva, como Stereolithography (SLA), para mejorar la resistencia y precisión del prototipo.

Evaluar nuevos métodos de control del prototipo que no requieran entrenamiento previo del usuario o que sean más adaptables a personas con discapacidad o debilidad muscular.

Revisar la posibilidad de integración de nuevos componentes en el prototipo, como sensores táctiles o cámaras, para mejorar su capacidad de percepción y adaptación al ambiente.

Analizar en profundidad la posibilidad de mejorar el diseño y funcionamiento del prototipo para adaptarse a las necesidades específicas de cada usuario.

Bibliografía

- Almeida, L., Reis, L. P., Moreira, A. P., Universidade do Porto. Faculty of Engineering, Sociedade Portuguesa de Robótica, IEEE Robotics and Automation Society. Portuguese Chapter, Institute of Electrical and Electronics Engineers. Portugal Section, Institute of Electrical and Electronics Engineers, & International Conference on Autonomous Robot Systems (2019: Gondomar, P. (n.d.). *19th IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC 2019): April 24-26, 2019, Gondomar, Porto, Portugal.*
- Almeida, L., Reis, L. P., Moreira, A. P., Universidade do Porto. Faculty of Engineering, Sociedade Portuguesa de Robótica, IEEE Robotics and Automation Society. Portuguese Chapter, Institute of Electrical and Electronics Engineers. Portugal Section, Institute of Electrical and Electronics Engineers, & International Conference on Autonomous Robot Systems (2019: Gondomar, P. (2019). *19th IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC 2019): April 24-26, 2019, Gondomar, Porto, Portugal.*
- Ancajima-Rodríguez, J. (2019). *Selección de materiales de fabricación para prótesis utilitaria de extremidad superior impresa en 3D.*
- Artal - Sevil, J. S., Acon A., & Montanes J.L. (2018). Diseño de un Brazo Robótica Sensores EMG Superficiales. *TAAE*, 576–583.
- Avila Chaurand, R., Prado León, L. R., González Muñoz, E. L., & Universidad de Guadalajara. Centro de Investigaciones en Ergonomía. (2001). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana.* Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía.
- Barrios-Muriel, J., Romero-Sánchez, F., Alonso-Sánchez, F. J., & Salgado, D. R. (2020). Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: A technology review. *Materials*, 13(2). <https://doi.org/10.3390/ma13020295>
- Batzianoulis, I., Krausz, N. E., Simon, A. M., Hargrove, L., & Billard, A. (2018). Decoding the grasping intention from electromyography during reaching motions. *Journal of*

NeuroEngineering and Rehabilitation, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0396-5>

Berning, K., Cohick, S., Johnson, R., Miller, L. A., & Sensinger, J. W. (2014). Comparison of body-powered voluntary opening and voluntary closing Prehensor for activities of daily life. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(2), 253–261. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.05.0123>

Brito, J. L., Quinde, M. X., Cusco, D., & Calle, J. I. (2013). *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*.

Dco, U. (2021). *UN DCO Disability Inclusion Policy 2022-2025. A disability-inclusive RC system*.

Edicions UPC. (1999). *Relaciones dimensionales Antropometría*.

Estrada Muños, J., Camacho Pérez, J. A., Restrepo Mesa, M. T., & Parra Mesa, C. M. (1995). Medidas antropométricas de población laboral de 20 a 59 años Colombia. In *Parámetros antropométricas de la población laboral colombiana*.

Fabio, R. M. A., & Jaime, M. R. A. (2019). Manufacturing and characterization of a veterinary bone implant by additive manufacturing of a bone compound and biopolymer. *Proceedings of the LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education and Technology, 2019-July*. <https://doi.org/10.18687/LACCEI2019.1.1.50>

Galvan, A., & del Milagro, D. (2019). *Análisis de Patrones en Señales Musculares de Extremidad Superior Mediante Técnicas de Machine Learning*.

Garcés Unda, A. S. (2010). Diseño de una prótesis acoplable al antebrazo que permita el uso de herramientas básicas. *Pontificia Universidad Católica Del Ecuador*.

Garcia Angel David, B., Cruz Emmanuel Alejandro, M., Cañizo Ricardo Gustavo, R., Lara Derlis, H., Valencia Gerardo, H., Politécnico Nacional, I., & Garcia Angel David Dirección, B. (2017). “Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique.”

IEEE Robotics and Automation Society., IEEE Engineering in Medicine and Biology Society., & Institute of Electrical and Electronics Engineers. (2020). *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. (Vol. 8Th).

- Jaramillo-Yáñez, A., Benalcázar, M. E., & Mena-Maldonado, E. (2020). Real-time hand gesture recognition using surface electromyography and machine learning: A systematic literature review. In *Sensors (Switzerland)* (Vol. 20, Issue 9). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s20092467>
- Krausz, N. E., Lamotte, D., Batzianoulis, I., Hargrove, L. J., Micera, S., & Billard, A. (2020). Intent Prediction Based on Biomechanical Coordination of EMG and Vision-Filtered Gaze for End-Point Control of an Arm Prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(6), 1471–1480. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2992885>
- Krausz, N. E., Rorrer, R. A. L., & Weir, R. F. F. (2016a). Design and Fabrication of a Six Degree-of-Freedom Open-Source Hand. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(5), 562–572. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2440177>
- Krausz, N. E., Rorrer, R. A. L., & Weir, R. F. F. (2016b). Design and Fabrication of a Six Degree-of-Freedom Open-Source Hand. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(5), 562–572. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2440177>
- Linares-Enríquez, A., & Rosas-Acosta, D. (2019). Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior. *Revista de Ingeniería Biomédica y Biotecnología*, 23–30. <https://doi.org/10.35429/jbeb.2019.10.3.23.30>
- Montañá, I. G. (2017). *Estudio de la funcionalidad y eficiencia en el control y uso de prótesis mioeléctrica en niños y adolescentes*.
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. In *Composites Part B: Engineering* (Vol. 143, pp. 172–196). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>
- PNUD. (2021). *Programa de las Naciones Unidas para el Desarrollo - Informe Anual 2021*.
- Rincón-Becerra, O., & García-Acosta, G. (2020). Estimation of anthropometric hand measurements using the ratio scaling method for the design of sewn gloves. *DYNA (Colombia)*, 87(215), 146–155. <https://doi.org/10.15446/dyna.v87n215.87984>

- Segura¹, J., Suárez², F., & Universidad, J. C. (2020). Diseño de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro. *Nº*, 24, 27–34. <https://orcid.org/0000-0002-3455-5982>
- Señales, D. E., Que, B., Autonomía, P., El, E. N., Toapanta, C., Ramiro, E., Msc, I., Hidalgo, O., & Ángel, G. (2019). *Estudio del costo beneficio de técnicas de medición y control de señales biológicas que permitan autonomía en el movimiento de una prótesis para una extremidad superior.*
- Smit, G., Plettenburg, D. H., & van der Helm, F. C. T. (2015). The lightweight Delft Cylinder hand: First multi-articulating hand that meets the basic user requirements. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3), 431–440. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2342158>
- Svensson, P., Wijk, U., Björkman, A., & Antfolk, C. (2017). A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. In *Expert Review of Medical Devices* (Vol. 14, Issue 6, pp. 439–447). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/17434440.2017.1332989>
- The Office of Quality, S. and V. V. W. D., & Office of Evidence Based Practice, U. A. M. C. (2014). *VA/DoD Clinical Practice Guideline for The Management of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Working Group With support from.* www.tricare.mil
- Trent, L., Intintoli, M., Prigge, P., Bollinger, C., Walters, L. S., Conyers, D., Miguelez, J., & Ryan, T. (2020). A narrative review: current upper limb prosthetic options and design. In *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* (Vol. 15, Issue 6, pp. 604–613). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1594403>
- Vargas Perez, J. L., Yunga Patino, L. F., Cajamarca Guambana, L. F., & Matute Salinas, J. L. (2015). *Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase).*
- World Health Organization., & World Bank. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad.* World Health Organization.
- Xu, Z., Kumar, V., Matsuoka, Y., & Todorov, E. (2018). *Design of an Anthropomorphic Robotic Finger System with Biomimetic Artificial Joints.*
- Xu, Z., Kumar, V., & Todorov, E. (2019). *A Low-cost and Modular, 20-DOF Anthropomorphic Robotic Hand: Design, Actuation and Modeling.*

Anexos

Anexo A

Consentimiento informado del usuario

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, **SANTIAGO ROGELIO PÉREZ MORA**, he sido informado(a) acerca de la naturaleza de la prueba de una prótesis biomecánica validada por señales musculares y he tenido la oportunidad de hacer preguntas y recibir respuestas satisfactorias a mis preguntas.

Entiendo que mi participación en esta prueba es voluntaria y que tengo el derecho de retirarme en cualquier momento sin consecuencias para mi tratamiento futuro.

Entiendo que el objetivo de esta prueba es evaluar la precisión y fiabilidad de una prótesis biomecánica que está siendo controlada por señales musculares capturadas a través de un sensor muscular EMG. La prueba implicará usar la prótesis durante varias tareas específicas, mientras se registran y analizan los datos EMG y se realizan pruebas de rendimiento.

Entiendo que la prótesis es un dispositivo mecánico que puede tener efectos en mi salud o bienestar. También entiendo que pueden existir riesgos, tales como lesiones en el sitio de la prótesis, pérdida de la funcionalidad del brazo o la mano, o complicaciones relacionadas con el uso del dispositivo. Los riesgos específicos asociados con esta prueba se describen a continuación:

- Sensibilidad a gel de electrodos

A pesar de estos riesgos, creo que los posibles beneficios de participar en esta prueba son importantes y que los beneficios potenciales superan los riesgos. Entiendo que la información recolectada durante esta prueba puede ser utilizada para mejorar la tecnología de prótesis y mejorar el bienestar de futuros usuarios de prótesis.

He leído y he entendido los riesgos y beneficios de esta prueba. También entiendo que el investigador principal y su equipo están disponibles para responder cualquier pregunta adicional que pueda tener.

Además, doy mi permiso para que mis datos y resultados de la prueba sean utilizados en la investigación científica, con el entendimiento de que mi identidad permanecerá confidencial.

También entiendo que puedo solicitar la eliminación de mi información en cualquier momento.

Firma del participante: _____

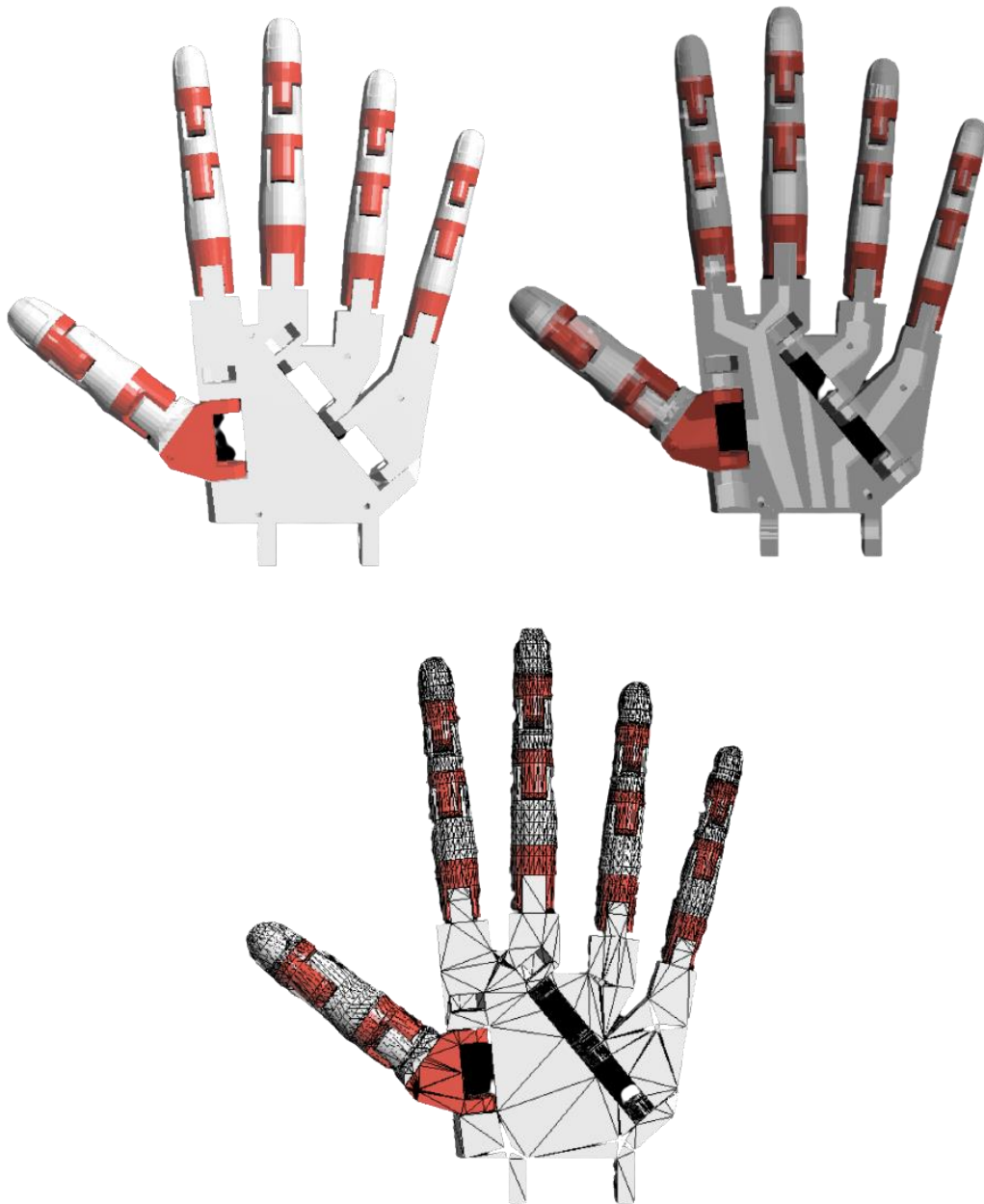
Fecha: 30 de marzo del 2023

Firma del investigador: _____

Fecha: 30 de marzo del 2023

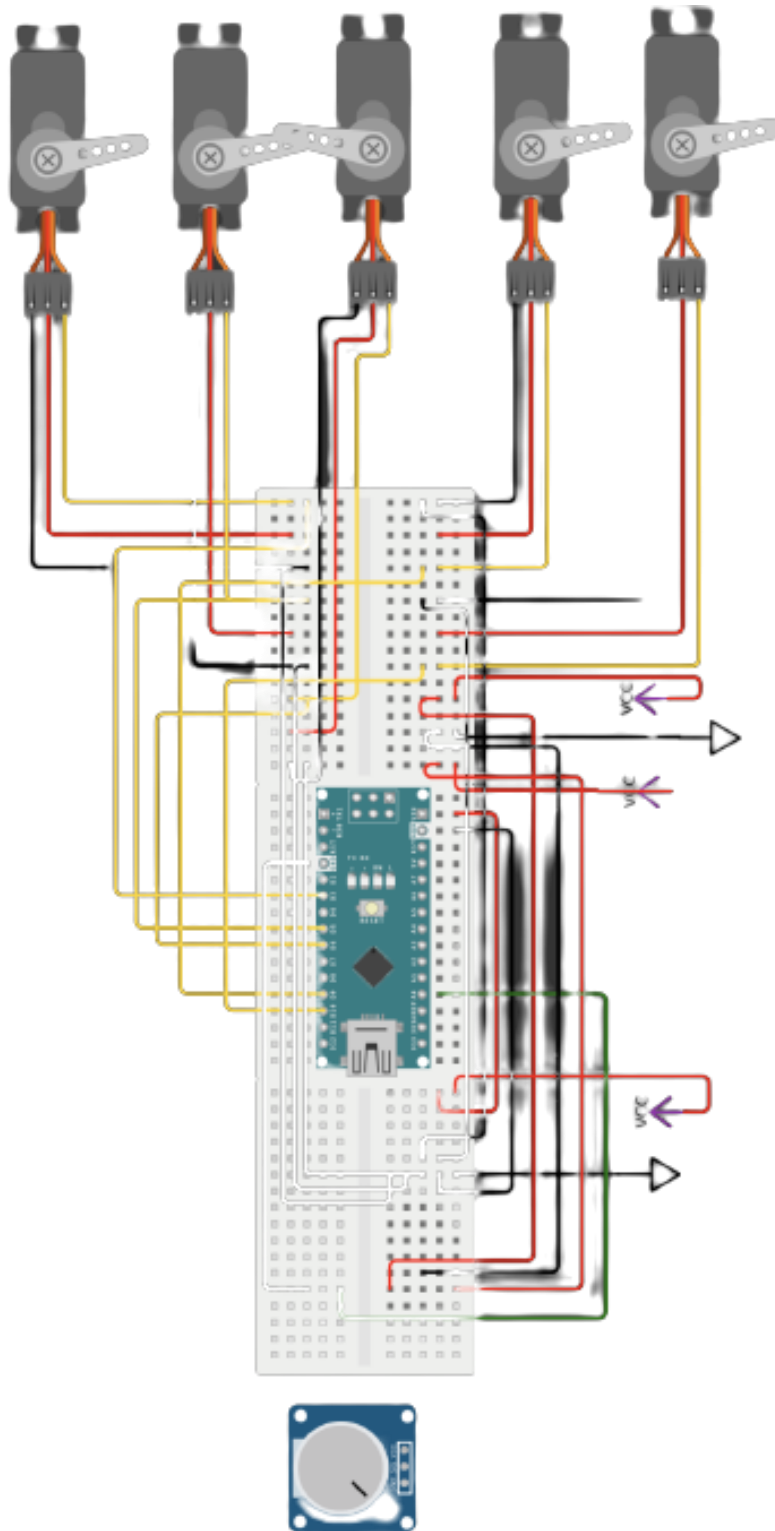
Anexo B

Planos de diseño Inmoov open source 3D printed life – size robo,open source



Anexo C

Planos conexión electrónica.



Anexo D

Programación en sistema de control.

```
#include <Servo.h>

Servo myservo;
int pos = 0;
Servo myservo2;
int pos2 = 0;
Servo myservo3;
int pos3 = 180;
Servo myservo4;
int pos4 = 0;
Servo myservo5;
int pos5 = 0;

int EMG = A0;
int lecturaEMG = 0;

void setup() {
  Serial.begin (9600);
  myservo.attach (3);
  myservo2.attach (5);
  myservo3.attach (6);
  myservo4.attach (9);
  myservo5.attach (10);

  myservo.write(170);
  myservo2.write(170);
  myservo3.write(10);
  myservo4.write(170);
  myservo5.write(170);
```



```
delay(2000);

}

void loop() {
lecturaEMG = analogRead (EMG);
Serial.println(lecturaEMG);
Serial.print(",");

if(lecturaEMG < 150)
{
myservo.write(170);
myservo2.write(170);
myservo3.write(10);
myservo4.write(170);
myservo5.write(170);

delay(100);

}
else
{
myservo.write(10);
myservo2.write(10);
myservo3.write(170);
myservo4.write(10);
myservo5.write(10);

delay (100);
}
}
```

Anexo E

Hoja de dato de sensor muscular

Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

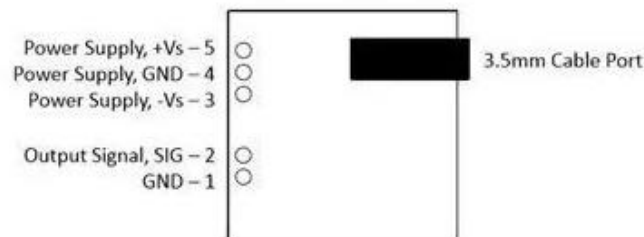
APPLICATIONS

- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

PIN LAYOUT



Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3.3V	±5V	±18V
Gain Setting, Gain = 207*(R1/R2 kΩ)	0.01 Ω (0.002*)	50 kΩ (10, 150*)	100 kΩ (20, 700*)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	–	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2.5mV	+Vs/Gain