



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE GUAYAQUIL

CARRERA DE BIOMEDICINA

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE GUANTE EXOESQUELÉTICO
AUTOMATIZADO CON CONTROL A TRAVÉS DE UNA APLICACIÓN MÓVIL,
APLICANDO CONCEPTOS DE ABORDAJE ERGONÓMICO Y PERSPECTIVAS DE
REHABILITACIÓN PARCIAL**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES:

Xavier Emanuel Cortez Castillo

Paula Gabriela Zambrano Crespo

TUTOR:

Ing. Darío Romero Santistevan, Mgs.

Guayaquil - Ecuador

2024

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Nosotros, **Xavier Emanuel Cortez Castillo** con documento de identificación N° **0958388282** y **Paula Gabriela Zambrano Crespo** con documento de identificación N° **0954615118**; manifiesto que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

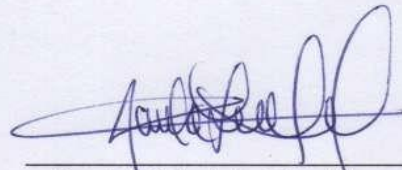
Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Xavier Emanuel Cortez Castillo

C.I 0958388282



Paula Gabriela Zambrano Crespo

C.I 0954615118

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Xavier Emanuel Cortez Castillo** con documento de identificación No. **0958388282** y **Paula Gabriela Zambrano Crespo** con documento de identificación No. **0954615118**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: “DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE GUANTE EXOESQUELÉTICO AUTOMATIZADO CON CONTROL A TRAVÉS DE UNA APLICACIÓN MÓVIL, APLICANDO CONCEPTOS DE ABORDAJE ERGONÓMICO Y PERSPECTIVAS DE REHABILITACIÓN PARCIAL”**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

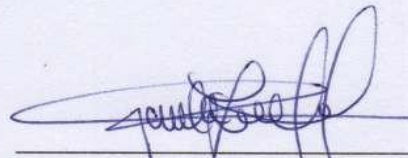
Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Xavier Emanuel Cortez Castillo

C.I 0958388282



Paula Gabriela Zambrano Crespo

C.I 0954615118

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Darío Xavier Romero Santistevan**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE GUANTE EXOESQUELÉTICO AUTOMATIZADO CON CONTROL A TRAVÉS DE UNA APLICACIÓN MÓVIL, APLICANDO CONCEPTOS DE ABORDAJE ERGONÓMICO Y PERSPECTIVAS DE REHABILITACIÓN PARCIAL**, realizado por **Xavier Emanuel Cortez Castillo** con documento de identificación N° **0958388282** y realizado por **Paula Gabriela Zambrano Crespo** con documento de identificación N° **0954615118**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Artículo Académico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Darío Xavier Romero Santistevan

C.I 1206442616

DEDICATORIA

A mis padres, el Sr. Euro Cortez y la Sra. Margarita Castillo, quienes siempre tuvieron fe en mí y me alentaron a alcanzar mis metas académicas. Mi éxito se debe al amor incondicional que me han demostrado. Gracias desde el fondo de mi corazón.

A mi abuelo, el Sr. Alfonso Castillo (+), que, aunque no este físicamente presente, su espíritu y legado siguen vivos en cada logro que alcanzo. Esta tesis es un reflejo de las lecciones que me enseñó a lo largo de mi vida.

Xavier Emanuel Cortez Castillo

A mi mamá, Mónica Crespo Pontón, y a mi hermano, Sebastián Zambrano Crespo, por ser mis pilares más fuertes, siempre brindándome su amor, apoyo y confianza incondicional. Sin ustedes, este logro no habría sido posible.

A mí misma, por haber mantenido la determinación, por superar cada obstáculo y por confiar en mi capacidad para alcanzar esta meta.

Y a los ingenieros de carrera, que me acompañaron y educaron a lo largo de este viaje, quienes con su conocimiento y dedicación me ayudaron a convertirme en la profesional que soy hoy.

Con profundo agradecimiento y cariño.

Paula Gabriela Zambrano Crespo

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi sincero agradecimiento al Mgtr. Roberto Bayas, Estoy agradecido por su paciencia y dedicación, ya que, sin su ayuda, no habría podido viajar a este lugar.

Quiero agradecer también a mi compañera de tesis, Paula Zambrano, Gracias por tu excelente ayuda y colaboración a lo largo de este proyecto, ya que me han permitido alcanzar mis metas académicas.

Quiero también agradecer de todo corazón a mis amigos más cercanos, Gabriela Revelo, Ernesto Guzmán. Ustedes fueron parte esencial de esta larga travesía. Su amistad ha sido un regalo invaluable durante este tiempo, y estoy eternamente agradecido por haberlos tenido a mi lado.

Mi profundo agradecimiento al Mgtr. Darío Romero, Por su guía experta y paciencia infinita en todas las fases de mi investigación. Su arduo trabajo y compromiso son esenciales para mi éxito.

Xavier Emanuel Cortez Castillo

En primer lugar, quiero expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a mi mamá, Mónica Crespo Pontón. Ha sido mi mayor apoyo durante todo este proceso, estando a mi lado en cada paso, y creyendo en mí incluso antes de que yo misma lo hiciera. Gracias, mamá, por ser mi pilar, mi guía, y mi inspiración constante.

A mi hermano, Sebastián Zambrano Crespo, le debo un agradecimiento especial, gracias por ser ese apoyo inquebrantable, por escucharme en los momentos difíciles. Tu presencia fue fundamental y me dio la fuerza para seguir adelante.

Quiero también agradecer de todo corazón a mis amigas más cercanas, Doménica Díaz, Nicolle Orozco, y Jessica Emperador. Ustedes fueron parte esencial de esta larga travesía. Su amistad ha sido un regalo invaluable durante este tiempo, y estoy eternamente agradecida por haberlas tenido a mi lado.

Asimismo, quiero expresar mi profunda gratitud a las personas maravillosas que la universidad me permitió conocer: Galo Naula, Nicole Moncada y Elena Galarza. Compartimos no solo la pasión por el deporte, sino también experiencias que nos unieron tanto dentro como fuera de la cancha. Los momentos vividos juntos, cada entrenamiento, cada partido, y cada instante compartido, hicieron de estos años algo verdaderamente especial para mí.

Gracias Xavier Cortez, compañero de tesis y amigo de vida, gracias por tu paciencia y compañerismo a lo largo de este camino, así mismo tu presencia fue fundamental para los resultados.

A todos ustedes, gracias por ser parte de este camino.

Paula Gabriela Zambrano Crespo

RESUMEN

El presente trabajo de titulación abordo el desarrollo de un prototipo de guante exoesquelético automatizado que puede ser controlado mediante el uso de una aplicación móvil. Este proyecto surgió a la par de la necesidad que existe de diseñar dispositivos médicos para rehabilitación que sean eficaces en los procesos terapéuticos, con altos estándares de calidad, pero a su vez que sean accesibles para los diferentes niveles socioeconómicos. En la actualidad, distintas investigaciones realizadas a nivel mundial demuestran que las lesiones en la mano son muy comunes en diversos ámbitos laborales. Este tipo de traumatismo que puede incluir daño en ligamentos, cortes, fracturas, etc., además de condicionar a una persona en su desempeño cotidiano, también genera egresos significativos y elevados que en muchas ocasiones no están al alcance de toda la población.

Mediante el análisis de materiales para el diseño del guante, la aplicación de perspectivas de rehabilitación parcial y conceptos de ergonomía, se implementó un prototipo capaz de realizar de manera parcial movimientos necesarios para el tratamiento de lesiones en la mano y que al mismo tiempo es rentable debido a su bajo costo. También, Se incluyó un sistema de control para operar el guante exoesquelético, que permite interacciones más comprensibles y personalizadas con el equipo. La implementación del sistema mediante una aplicación móvil permite un acceso amplio a más usuarios que se benefician de la comodidad de uso de este prototipo.

Los resultados obtenidos mediante pruebas y error de funcionamiento formaran la base para una apropiada optimización del diseño a futuro donde se mantengan los enfoques de rehabilitación efectiva y abordaje ergonómico.

Palabras claves: Exoesqueleto, aplicación móvil, rehabilitación parcial, ergonómico.

ABSTRACT

This degree work addressed the development of a prototype of an automated exoskeletal glove that can be controlled through the use of a mobile application. This project arose along with the need to design medical devices for rehabilitation that are effective in therapeutic processes, with high quality standards, but at the same time that are accessible to different socioeconomic levels. Currently, different research carried out worldwide shows that hand injuries are very common in various work environments. This type of trauma, which can include damage to ligaments, cuts, fractures, etc., in addition to conditioning a person in their daily performance, also generates significant and high discharges that are often not within the reach of the entire population.

Through the analysis of materials for the design of the glove, the application of partial rehabilitation perspectives and ergonomic concepts, a prototype capable of partially performing movements necessary for the treatment of hand injuries and at the same time is cost-effective due to its low cost was implemented. Also, a control system was included to operate the exoskeletal glove, which allows for more compressible and personalized interactions with the equipment. The implementation of the system through a mobile application allows wide access to more users who benefit from the convenience of use of this prototype.

The results obtained through trial and error will form the basis for an appropriate optimization of the design in the future where the approaches of effective rehabilitation and ergonomic approach are maintained.

Keywords: Exoskeleton, mobile application, partial rehabilitation, ergonomic

ÍNDICE

1. Introducción	17
2. Problema.....	19
2.1. Descripción del problema.....	19
2.2. Antecedentes	21
2.3. Importancia y alcances	22
3. Objetivos	24
3.1. Objetivo General	24
3.2. Objetivos Específicos	24
4. Fundamentos Teóricos.....	25
4.1. Exoesqueleto (Diseños de exoesqueletos)	25
4.1.1. Exoesqueletos existentes para diferentes tipos de patologías.....	26
4.1.2. Mano mioeléctrica Exomotion Handone para la parálisis de la mano de HKK Bionics:	27
4.1.3. MyoPro:	29
4.1.4. Carbonhand.....	31
4.2. Diseño ergonómico	33
4.2.1. ISO (Organización Internacional de Normalización)	33
4.2.2. Enfoque ergonómico	35
4.2.3. Asociación Española de Ergonomía	36
4.3. Anatomía.....	36
4.3.1. La mano	36
4.3.2. Facultad de prensión de la mano	38
4.3.3. Anatomía de la mano	40
4.3.4. Arquitectura de la mano.....	41
4.3.5. Patrones funcionales de la mano.....	42
4.3.6. Huesos del carpo	43
4.3.7. Músculos de la mano.....	50
4.3.8. Músculos extensores de la muñeca	50
4.3.9. Músculos extensores de los dedos	50

4.3.10.	Músculos flexores de los dedos	51
4.3.11.	Grupos musculares que forman los dedos	51
4.4.	Herramientas.....	52
4.4.1.	Arduino Uno	52
4.4.2.	Tipos de Arduino.....	53
5.	MARCO METODOLÓGICO	57
5.1.	Diseño del prototipo	57
5.2.	Requerimientos	58
5.2.1.	Lista de requerimientos	58
5.3.	Diseño conceptual	58
5.4.	Diseño preliminar del sistema.....	59
5.5.	Modelo topológico	60
5.6.	Componentes.....	61
5.6.1.	Articulaciones.....	61
5.6.2.	Huesos.....	61
5.6.3.	Músculos y Tendones	61
5.6.4.	Relaciones Funcionales.....	61
5.6.5.	Simplificación de Estructuras.....	61
5.7.	Aplicación del Modelo Topológico en el Diseño de Dispositivos Biomédicos	62
5.7.1.	Optimización del Diseño Funcional	62
5.7.2.	Integración de Tecnología y Ergonomía	62
5.7.3.	Personalización y Adaptabilidad	63
5.8.	Simulación y Prototipado	63
5.9.	Modelo físico	64
5.9.1.	Ecuaciones del sistema:	66
5.10.	Modelo articulado	67
5.11.	Investigación y selección de componentes	69
5.11.1.	Investigación técnica	69
5.11.2.	Comparación de Alternativas	69
5.11.3.	PLA (Ácido Poliláctico)	72
5.11.4.	Estructura del PLA.....	73
5.11.5.	Propiedades del PLA.....	73
5.11.6.	ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)	75

5.11.7.	Propiedades y estructuras químicas del ABS	76
5.11.8.	PETG (Polietileno Tereftalato Glicol)	77
5.11.9.	TPU (Poliuretano Termoplástico)	78
5.11.10.	Composición del TPU.....	78
5.12.	Diseño del prototipo	79
5.12.1.	Diseño Ergonómico	79
5.12.2.	Prototipado.....	80
5.12.3.	Desarrollo de la Aplicación Móvil	80
5.13.	Desarrollo e integración.....	81
5.13.1.	Montaje del Prototipo	81
5.13.2.	Programación y Configuración	81
5.14.	Pruebas y evaluación.....	81
5.14.1.	Pruebas de Rendimiento	81
5.14.2.	Pruebas de Seguridad y Cumplimiento Normativo	82
5.14.3.	Evaluación de Ergonomía y Usabilidad	82
5.15.	Optimización y ajustes finales.....	82
5.15.1.	Análisis de Resultados.....	82
5.15.2.	Optimización del Prototipo.....	82
6.	ANÁLISIS	83
6.1.	Sistema Estructural.....	83
6.1.1.	Diseño del almacén.....	83
6.2.	INTEGRACIÓN DEL SISTEMA ESTRUCTURAL	86
6.3.	Elaboración de partes.....	86
6.4.	Programación del prototipo	89
6.5.	Programación del motor	93
6.6.	Aplicación móvil.....	94
6.6.1.	Control del servomotor	95
6.6.2.	Conexión bluetooth	95
6.6.3.	Interfaz para el usuario	95
6.7.	Montaje del guante exoesquelético	96
6.7.1.	Preparación y verificación de componentes	96
6.7.2.	Ensamblaje estructural.....	97
6.7.3.	Optimización y ajustes finales	98

6.7.4. Resultados montaje de prototipo.....	99
7. RESULTADOS.....	100
8. CONCLUSIONES	103
9. RECOMENDACIONES	105
Bibliografía	107

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1 Mano con artritis reumatoide. (BARRIOS, 2022) 19*
- Figura 2 Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. (entrenador.pdf, s. f.) 20*
- Figura 3 El sistema "Ironhand" está diseñado para aumentar la fuerza de la mano del usuario. Mikael Wester (Bailey & CNN, 2021) 26*
- Figura 4 Exomotion® mano uno GEN2(HKK-Bionics_Broschuere-fuer-Fachbetriebe-der-technischen-Orthopaedie_Gen2.pdf, s.f.) 27*
- Figura 5 Uso e implementación de MyoPro en el aprendizaje motor. (A) Función del dispositivo. (B) Agarrar un objeto con el miembro parética. EMG, electromiografía. (Pundik et al., 2022) 31*
- Figura 6 Carbonhand (Carbonhand - Pouring Water, 2021) 33*
- Figura 7 Ejemplo de factores para tener en cuenta para optimizar el rendimiento del sistema. (ISO-26800-2011.pdf, s. f.) 35*
- Figura 8 La mano. (Mano – Clínica de Lesiones Deportivas, s. f.) 37*
- Figura 9 Anatomía de la mano cara palmar. (Fisioterapia, 2019) 40*
- Figura 10 Huesos de la mano y de la muñeca. (Mano y muñeca (anatomía), s.f.) 42*
- Figura 11 Huesos del carpo. (Ramirez et al., 2020) 44*
- Figura 12 Hueso Escafoides. (Ramirez et al., 2020) 45*
- Figura 13 Semilunar. (Ramirez et al., 2020) 46*
- Figura 14 Piramidal. (Ramirez et al., 2020) 46*
- Figura 15 Hueso Pisiforme. (Ramirez et al., 2020) 47*
- Figura 16 Trapecio. (Ramirez et al., 2020) 48*
- Figura 17 Trapezoides. (Ramirez et al., 2020) 48*
- Figura 18 Hueso Grande. (Ramirez et al., 2020) 49*
- Figura 19 Hueso Ganchoso. (Ramirez et al., 2020) 49*
- Figura 20 Músculos de la mano. (Morfología de manos y pies, s.f.) 52*

Figura 21 Entradas y salidas de Arduino Uno. (Tupac-Yupanqui et al., 2021) 53

Figura 22 Presentación del Arduino Nano. («ARDUINO», 2020) 56

Figura 23 Vista en perspectiva despiezada del exoesqueleto robótico flexible portátil socialmente responsable con el dedo pulgar e índice. Parte superior (1), parte inferior (2), parte del dedo (3), pieza de material elástico (4), pieza cubre (5), pieza anillo (6), pieza pulgar (7), pieza tensora (8), brazalete (9), caja de control (10). (Autor propio) 57

Figura 24 Estructura funcional del diseño del exoesqueleto. (Autor propio) 59

Figura 25 Diseño preliminar. (Autor propio) 60

Figura 26 Representación del funcionamiento del diagrama dividido por partes donde se observan las funciones del exoesqueleto. (Autor propio) 60

Figura 27 Imagen realizada en SolidWorks. (Autor propio) 64

Figura 28 Modelo articular. (Autor propio) 68

Figura 29 Modelo esquemático. (Autor propio) 68

Figura 30 Estructura del PLA. (Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones, 2003) 73

Figura 31 . Estructura química del Acrilonitrilo – Butadieno – Estireno. (Marc Massó, s.f.) 77

Figura 32 Propiedades del PETG. («PETG – Polietilentereftalato modificado con glicol», 2017) 78

Figura 33 Estructura química del TPU. (Koslen, s.f.) 79

Figura 34 Diseño de armazón. 84

Figura 35 Estructura anatómica. 85

Figura 36 Diseño de falanges. (Autor propio) 85

Figura 37 Integración de todas las partes del prototipo. (Autor propio) 86

Figura 38 Proceso de desarrollo de partes. (Autor propio) 87

Figura 39 Proceso de impresión 3D. (Autor propio) 88

Figura 40 Parte impresa. (Autor propio) 88

Figura 41 Inclusión de bibliotecas. (Autor propio) 89

Figura 42 Definición de variables y objetos. (Autor propio) 90

Figura 43 Configuración inicial. (Autor propio) 91

Figura 44 Bucle principal. (Autor propio) 91

Figura 45 Funciones de control. (Autor propio) 92

Figura 46 Biblioteca Servo.h. (Autor propio) 93

Figura 47 Objeto myservo. (Autor propio) 93

Figura 48 Configuración setup(). (Autor propio) 94

Figura 49 Bucle. (Autor propio) 94

Figura 50 Interfaz intuitiva. (Autor propio) 96

Figura 51 Falanges y conectores medios. (Autor propio) 97

Figura 52 Servomotor. (Autor propio) 97

Figura 53 Ensamblaje estructural. (Autor propio) 98

Figura 54 Montaje de prototipo. (Autor propio) 99

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 2</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 3</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 4</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 5</i>	<i>70</i>
<i>Tabla 6</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 7</i>	<i>74</i>
<i>Tabla 8</i>	<i>74</i>
<i>Tabla 9</i>	<i>76</i>
<i>Tabla 10</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 11</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 12</i>	<i>101</i>
<i>Tabla 13</i>	<i>101</i>

1. Introducción

La mano, este apéndice y parte de la extremidad superior está conformada por huesos, músculos, tendones, ligamentos, nervios y vasos sanguíneos que le permiten una amplia variedad de movimientos y funciones que hacen de esta un extraordinario órgano de constante trabajo (Knaibl, 1951), haciéndola propensa a fracturas, cortes, dislocaciones, etc. Históricamente, se ha convertido en la zona anatómica del cuerpo humano con más recurrencia a lesiones a nivel mundial. Durante el año de 1998, en la delegación Poniente del Estado de México, fueron afiliados 6,031,981 trabajadores al Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), de los cuales se registraron que un total de 93,682 de accidentes de trabajo generaron más de 2000 incapacidades permanentes en el sector privado y 412 en el sector público. De todos estos casos, el 85% fueron lesiones en la mano (Claudia E González Pérez, 2001).

La población ecuatoriana no es ajena a los traumatismos a nivel de la mano, problemática que afecta significativamente a la productividad laboral y a la estabilidad económica. En 2017, un estudio epidemiológico realizado entre los años 2014 y 2016 basado en la base de datos de la Seguridad Social, destaco que los dedos, las manos, las rodillas y piernas son las partes del cuerpo más afectadas en los casos de trabajadores accidentados (Antonio Ramón Gómez García, 2017).

A medida que las estadísticas sobre lesiones en la mano están en constante aumento, también crece la necesidad de desarrollar e implementar dispositivos de rehabilitación con tecnologías más avanzadas que mejoren el diagnóstico y el tratamiento, garantizando altos estándares de calidad en los resultados, pero esto consigo conlleva que los costos de diseño

también sean elevados y menos accesibles a diferentes niveles socioeconómicos. Un ejemplo de esto lo realizó Roseberg en un estudio donde determinó que un tratamiento para una lesión tendinosa para ese año estaba cercano a los \$19,859 entre diagnósticos, tratamiento y otros gastos indirectos. (ROSEBERG HE, 2003)

El presente proyecto se centra en el desarrollo de un prototipo de guante exoesquelético automatizado que al aplicar conceptos de abordaje ergonómico se enfatice en un diseño accesible a diferentes niveles socioeconómicos y con el empleo de perspectivas de rehabilitación parcial se planteen expectativas y proyecciones a futuro para poder mejorar la funcionalidad y calidad de vida de un paciente.

2. Problema

2.1. Descripción del problema

Las lesiones que afectan la funcionalidad motora, especialmente en la mano, pueden tener diversas causas, como traumatismos, lesiones nerviosas, artritis u otras condiciones médicas. Estas lesiones comunes y recurrentes en la población mundial pueden resultar en la pérdida de fuerza, dificultar en la coordinación y rango de movimiento en la mano, lo que afecta negativamente la calidad de vida de quienes las padecen. Como ejemplo, Gary S. Firestein menciona que la artritis reumatoide (AR) cómo se muestra en la figura 1, es la artritis inflamatoria más frecuente y afecta a entre el 0,5% y el 1% de la población general en todo el mundo. (FIRESTEIN, 2013)



Figura 1 Mano con artritis reumatoide.(BARRIOS, 2022)

Las personas con lesiones en la mano enfrentan adversidades significativas, como la pérdida de estabilidad y el control motor. Estas dificultades implican la necesidad de un enfoque integral para la recuperación de movimientos, que contemple diversas técnicas y dispositivos especializados. Varios profesionales de la salud como el Dr. Francisco Juan García utilizan técnicas como la electromiografía de superficie (EMGS) para el análisis de

la actividad muscular y poder comprender el papel de determinados músculos tanto en reposo como en movimiento. (García)

Adicionalmente, otros desafíos que enfrentan las personas en procesos de rehabilitación motora son los de carácter económico que juegan un papel crucial debido a que el acceso a terapias avanzadas y dispositivos de rehabilitación efectivos a menudo implica costos elevados que no todos pueden asumir. Equipos como el “Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano” cómo se observa en la figura 2 fueron diseñados para posibilitar el aprendizaje previo de manejo de prótesis a bajo coste. (Alonso, Sanchez, Espino Hurtado, De la Rosa Steinz, & Liptak, 2002)

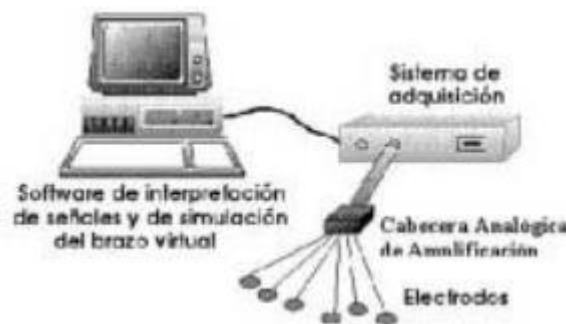


Figura 2 Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. (*entrenador.pdf*, s. f.)

En el 2009, el IMSS o Instituto Mexicano del Seguro Social entre sus datos, muestra como el 52% de los asegurados sufrieron lesiones a nivel de muñeca y mano, siendo en su mayoría representantes del sector obrero, ratificando la idea que en muchas ocasiones el acceso a terapias avanzadas puede ser limitado en ciertos grupos sociales recursos económicos restringidos. (Torres-San-Miguel, Diciembre 2011)

Las soluciones de rehabilitación habituales, aunque efectivas requieren de Inversiones sustanciales y largos periodos de desarrollo y tratamiento, la falta de dispositivos asequibles y eficaces para la rehabilitación parcial de la extremidad superior

representa una barrera relevante para muchas personas que necesitan fortalecer su capacidad para realizar tareas cotidianas.

Debido a esto, aunque la tecnología está en constante desarrollo, aún se presentan limitaciones tanto económicas como funcionales en comparación con otras soluciones médicas y terapéuticas convencionales, que se vuelven un obstáculo significativo para muchos pacientes que buscan acceder a tratamientos apropiados para mejorar su calidad de vida.

El desarrollo de un guante exoesquelético para la extremidad superior enfocado en la rehabilitación parcial puede abordar estas problemáticas de manera efectiva. Desde una perspectiva económica, un dispositivo de este tipo, diseñado para ser costeable y accesible, tiene el potencial de reducir los gastos asociados con tratamientos prolongados y altamente especializados. Además, al proporcionar una opción de rehabilitación que los usuarios pueden utilizar en sus hogares, se disminuyen los costos relacionados con el transporte y las visitas frecuentes a centros de rehabilitación. En conjunto, estos beneficios económicos y sociales subrayan la importancia y la necesidad de innovaciones en dispositivos de rehabilitación accesibles y eficaces.

2.2. Antecedentes

Al examinar los datos almacenados en múltiples repositorios virtuales, se logró identificar los trabajos previos que se han realizado:

Allison Iraheta et al (2023) El desarrollo del prototipo se realizó dividiendo la construcción en tres sistemas distintos: el sistema estructural, el sistema biomecánico y el sistema de control. Para facilitar el montaje final del prototipo, se diseñaron las piezas

necesarias mediante técnicas de modelado e impresión 3D. Luego se utilizaron simulaciones para evaluar la seguridad de los materiales utilizados y la durabilidad de los componentes. Los resultados de la investigación demuestran que el prototipo desarrollado posee la capacidad de ejecutar movimientos que permiten a los usuarios completar ejercicios de rehabilitación.(Iraheta et al., 2023) Es crucial destacar que el desarrollo de este prototipo conlleva importantes gastos en términos de materiales y montaje.

En el artículo de investigación describe la creación y desarrollo de un prototipo de exoesqueleto diseñado específicamente para fines de rehabilitación de manos. El exoesqueleto está meticulosamente diseñado para permitir movimientos individuales de los dedos, tomando en consideración las medidas antropométricas únicas de la población mexicana. El proceso de diseño también incorpora metodologías de ensamblaje y fabricación para una funcionalidad óptima. En consecuencia, se presenta una versión preliminar del exoesqueleto de rehabilitación de la mano, destacando los materiales específicos utilizados en sus diversos componentes. Además, se realizan pruebas físicas para validar la efectividad del mecanismo.(De la Cruz Sánchez et al., 2018)

2.3. Importancia y alcances

El alcance de este proyecto consiste en desarrollar un prototipo de guante exoesquelético que pueda controlarse mediante una aplicación móvil. La atención se centrará en diseñar, desarrollar e implementar un guante automatizado que pueda ayudar en la rehabilitación parcial de la mano. Se aplicarán conceptos de abordaje ergonómicos para garantizar la comodidad y eficiencia del usuario. El proyecto implicará investigar y seleccionar materiales adecuados, diseñar el exoesqueleto mecánico, integrar componentes electrónicos y programar la aplicación móvil para controlar las funciones del guante.

Se espera desarrollar un guante que no sólo funcione bien técnicamente, sino que también se adapte a las necesidades específicas del usuario. Para controlar los movimientos del guante, se creará un sistema de programación personalizado y se diseñará una aplicación móvil que proporcione una interfaz intuitiva para los usuarios. La fase final de este proyecto implicará evaluar el prototipo, realizar los ajustes y mejoras necesarios en función de los comentarios recibidos, para garantizar el desarrollo de un prototipo eficiente y beneficioso.

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Desarrollar un prototipo de guante exoesquelético automatizado con control a través de una aplicación móvil, aplicando conceptos de abordaje ergonómico y perspectivas de rehabilitación parcial.

3.2. Objetivos Específicos

- Analizar los componentes y materiales potenciales para la elaboración de un prototipo de guante exoesquelético con enfoque en la selección de elementos que aseguren propiedades funcionales clave y ergonomía.
- Desarrollar una aplicación con capacidad de controlar un guante exoesquelético, que permita a los usuarios activar y controlar los movimientos de la mano protésica desde un dispositivo móvil.
- Diseñar un prototipo de guante exoesquelético, considerando la ergonomía, los materiales de fabricación, los requisitos de seguridad, las normativas y la facilidad de uso, enfocado en la perspectiva de rehabilitación parcial.
- Implementar el sistema exoesquelético cumpliendo los criterios de diseño establecidos para este proyecto.
- Realizar los análisis necesarios para comprobar la funcionalidad del prototipo y su alcance.

4. Fundamentos Teóricos

4.1. Exoesqueleto (Diseños de exoesqueletos)

Según (Michiel P. de Looze, Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load, Ergonomics 2015). el término “Exoesqueleto” supone una extensa categoría donde se encuadran una amplia gama de dispositivos. Una definición extendida y aceptada es aquella que los describe como “dispositivos externos portátiles (en inglés “wearable”, ya que se colocan sobre el cuerpo del usuario) utilizados con el objetivo de incrementar las capacidades” (Exoesqueletos I: Definición y clasificación, 2021)

Un exoesqueleto para la mano es una ayuda médica avanzada que mezcla la tecnología y la ergonomía con el fin de aumentar la capacidad del miembro superior en personas que tienen discapacidad física, o para facilitar la labor de rehabilitación o asistencia en tareas específicas.

De acuerdo con Tobias Bützer et al (2021) Los exoesqueletos de mano robóticos pueden compensar la función motora perdida y ayudar a comprender las tareas realizadas en las actividades cotidianas. (Bützer, Lamercy, Arata, & Gassert, 2021)

El objetivo del exoesqueleto ReLab tenoexo es facilitar un tratamiento para pacientes. que tienen una discapacidad en la capacidad de movimiento de la mano y, por lo tanto, les asistimos. las acciones de rotación y desplazamiento de los dedos, además de poseer objetos o realizar terapias controladas.

Algunos prototipos recientes pueden proporcionar algo de esa ayuda. Sin embargo, el desafío sigue siendo integrar la destreza necesaria para realizar las tareas diarias en un

diseño seguro y fácil de usar que sea aceptable para las personas con neuropatía de la mano. Presentamos el proyecto tenoexo ReLab (Bützer, Lamercy, Arata, & Gassert, 2021); Exoesqueleto suave y totalmente portátil para las actividades diarias.

4.1.1. Exoesqueletos existentes para diferentes tipos de patologías

Ironhand de Bioservo: Cómo podemos observar en la figura 3, El guante "Ironhand" mejora el agarre del usuario, reduciendo la necesidad de emplear tanta fuerza en tareas manuales repetitivas. Según su desarrollador, Bioservo, puede aumentar la fuerza de la mano del usuario en un 20%. Esta empresa sueca describe el sistema como un "exoesqueleto blando". Los exoesqueletos son dispositivos externos que sostienen y protegen el cuerpo, usualmente incrementando la fuerza y la resistencia. A diferencia de la mayoría, que tienen una estructura rígida, el Ironhand es suave y se asemeja a un guante convencional. (Bailey & CNN, 2021)

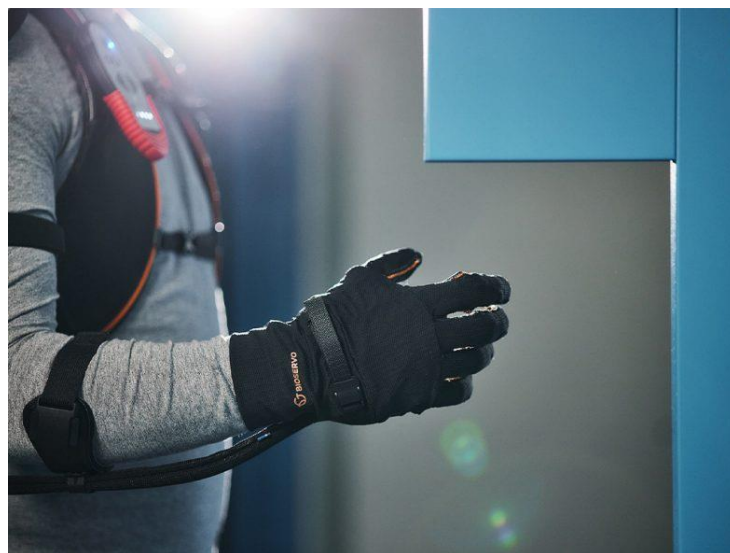


Figura 3 El sistema "Ironhand" está diseñado para aumentar la fuerza de la mano del usuario. Mikael Wester (Bailey & CNN, 2021)

- Reducir la fatiga: El sistema consta de una mochila, que alberga la fuente de alimentación, y tendones artificiales que se conectan al guante. Hay sensores en cada dedo que encienden el motor cuando un usuario agarra un objeto. Se puede utilizar un control remoto o una aplicación para ajustar la fuerza y la sensibilidad del agarre. (Bailey & CNN, 2021)

4.1.2. Mano mioeléctrica Exomotion Handone para la parálisis de la mano de HKK Bionics:

La mano Exomotion mostrada en la figura 4, es un nuevo concepto que puede mejorar la calidad de vida al permitir que las personas se muevan libremente. La órtesis de mano HKK Bionics fue desarrollada para permitir la función de agarre en manos paralizadas.



Figura 4 Exomotion® mano uno GEN2(HKK-Bionics_Broschuere-fuer-Fachbetriebe-der-technischen-Orthopaedie_Gen2.pdf, s.f.)

Funcionamiento:

- Exomecánica: estirar y doblar los dedos individuales de manera específica (BIONICS, s.f.)
- Fingerstands: Fabricados individualmente, transmiten la fuerza a los dedos. (BIONICS, s.f.)
- Correa: Diadema con bisagras para ponerse y quitarse más fácilmente, estabiliza el metacarpiano y la muñeca (solo parcialmente visible) (BIONICS, s.f.)
- Cierre giratorio: cierra la correa en la palma de la mano. (BIONICS, s.f.)
- Tendones artificiales: transfieren la fuerza de agarre del impulso a la exomecánica (BIONICS, s.f.)
- Férula de brazo: estabiliza el antebrazo y el metacarpiano en la posición deseada. (BIONICS, s.f.)
- Impulsos: reemplazan la fuerza muscular faltante (integrada en la ortesis) (BIONICS, s.f.)
- Sensor: Controla la ortesis, se coloca individual y generalmente se incorpora a la ortesis. (BIONICS, s.f.)

A quien va dirigido:

La idoneidad para recibir una ayuda siempre debe considerarse individualmente. Las parálisis con función residual en la parte superior del brazo y en las articulaciones libres de los dedos ofrecen buenas condiciones. (BIONICS, s.f.)

- Plexosparesia
- Ataque
- Esclerosis múltiple
- Polineuropatía
- Lesión cerebral traumática

En que nos ayuda la mano Exomotion

El Exomotion® hand one se ha desarrollado como una herramienta funcional y fiable para la vida cotidiana, de modo que las manos puedan volver a agarrar a pesar de la parálisis flácida y espástica. También se utiliza con éxito en parálisis parciales y manos debilitadas. Apoya muchos procesos de agarre y ayuda especialmente en actividades ambidiestras. (BIONICS, s.f.)

4.1.3. MyoPro:

MyoPro es una posible opción de tratamiento para personas con lesión del plexo braquial (BPI), que daña los nervios que transmiten señales desde la médula espinal a la mano, el brazo y el hombro. MyoPro también puede considerarse una herramienta de rehabilitación para pacientes con accidente cerebrovascular. El exoesqueleto mioeléctrica de brazo y mano MyoPro de Myomo es una órtesis médica que se puede utilizar tanto en

interiores como en exteriores y se centra en la parte superior del cuerpo, especialmente los brazos y las manos.

Funcionamiento:

MyoPro utiliza sensores de superficie para medir señales electromiografías generadas voluntariamente en los músculos de la extremidad superior parética y utiliza las señales para controlar la asistencia aplicada por actuador de flexión/extensión del codo y apertura/cierre de la mano. MyoPro se puede utilizar en casa, ya que promueve el movimiento funcional, lo que brinda la oportunidad de reeducación neurológica durante las tareas diarias. Por lo tanto, tiene el potencial de apoyar el aprendizaje motor a través de mayores oportunidades para la práctica de tareas y permitir la finalización de tareas funcionales incluso cuando el control motor recuperado después del accidente cerebrovascular sigue estando significativamente afectado. (Chang, y otros, 2023)

MyoPro es una órtesis mioeléctrica para codo, muñeca y mano fabricada a medida y disponible comercialmente. Cómo se observa en la figura 5, los sensores EMG colocados sobre el bíceps, tríceps, flexores y extensores de los dedos registran el EMG generado voluntariamente por el usuario. Cuando el EMG supera un nivel umbral establecido por un médico, los motores dentro de la ortesis se activan para ayudar a completar el movimiento deseado. (Pundik et al., 2022)

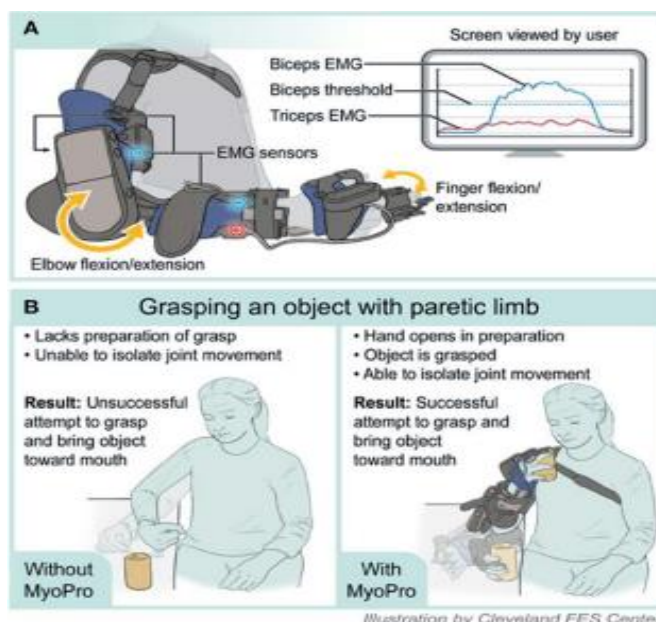


Figura 5 Uso e implementación de MyoPro en el aprendizaje motor. (A) Función del dispositivo. (B)

Agarrar un objeto con el miembro parética. EMG, electromiografía.(Pundik et al., 2022)

4.1.4. Carbonhand

Enfoque de estudio:

El exoesqueleto Carbonhand mostrada en la figura 6, es un dispositivo médico diseñado específicamente con fines de rehabilitación. Este innovador dispositivo permite a los pacientes recuperar la función de la mano, facilitando las actividades diarias. El diseño ergonómico y fácil de usar del dispositivo médico permite a los usuarios operarlo con una asistencia mínima. Además, el exoesqueleto está diseñado para adaptarse a diferentes tamaños de manos, garantizando una rehabilitación eficaz y personalizada. Su introducción en el tratamiento clínico mejora significativamente la calidad de vida de los pacientes.(Radder et al., 2019)

Pacientes dirigidos:

El estudio incluyó a 189 pacientes divididos en un grupo de apoyo, un grupo de tratamiento y un grupo de control. Los participantes padecían una variedad de afecciones, como lesiones en las manos y disfunción de los nervios de las manos. Además, también se incluyeron en el estudio pacientes con debilidad en las manos relacionada con la edad. La diversidad de pacientes nos permite evaluar la efectividad del tratamiento en una variedad de entornos clínicos. Este enfoque integrado proporciona una imagen integral de las necesidades de tratamiento y rehabilitación de muchos pacientes.(Radder et al., 2019)

Objetivos de Carbonhand

El objetivo principal del exoesqueleto es evaluar la fuerza de agarre promedio, la fuerza de agarre, la función de la mano y la calidad de vida del paciente. Nuestro objetivo era determinar la eficacia del tratamiento y la atención después de 4 a 12 semanas de uso del dispositivo Carbonhand. Estos objetivos medirán la eficacia del dispositivo para mejorar la función de la mano y la salud general del usuario, con especial atención en cómo Carbonhand puede mejorar la resiliencia y la autonomía en las actividades diarias. Los resultados proporcionarán una comprensión detallada del beneficio clínico.(Radder et al., 2019)



Figura 6 Carbonhand (*Carbonhand - Pouring Water*, 2021)

4.2. Diseño ergonómico

Según el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo (2024), nos menciona que la ergonomía es la disciplina que se encarga del diseño de lugares de trabajo, herramientas y tareas, de modo que coincidan con las características fisiológicas, anatómicas, psicológicas y las capacidades de los trabajadores que se verán involucrados. (Parte 4: “Ergonomía y psicología aplicada”.., 2024)

El diseño ergonómico se encuentra presente en productos y herramientas que están enfocados para moverse de manera segura y eficaz con los usuarios. En la institución, los implementos ergonómicos tienen como propósito aumentar la capacidad de labor de las personas, a la vez que disminuyen la posibilidad de daños.

4.2.1. ISO (Organización Internacional de Normalización)

ISO (la Organización Internacional de Normalización) Es una federación global de organismos nacionales de normalización, que son miembros de la ISO. La elaboración de Normas Internacionales se realiza principalmente a través de comités técnicos de la ISO. Cada organismo miembro que tenga interés en un tema para el cual se ha formado un

comité técnico tiene el derecho a participar en dicho comité. Además, el proceso de elaboración incluye la participación de organizaciones internacionales, gubernamentales y no gubernamentales en colaboración con la ISO. ISO colabora estrechamente con la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) en todos los asuntos de normalización electrotécnica.(ISO-26800-2011.pdf, s. f.)

Según (ISO 26800:2011(en), *Ergonomic — General approach, principles and concepts*, s. f.) todos los factores humanos, tecnológicos, económicos, ambientales y organizativos afectan el comportamiento, las actividades y el bienestar de las personas en contextos laborales, domésticos y de ocio. La ciencia de la ergonomía ha evolucionado desde sus orígenes en el contexto laboral hasta abarcar muchos otros campos de aplicación, como el hogar y el ocio. Sin embargo, cualquiera que sea el contexto, los principios subyacentes de la ergonomía siguen siendo los mismos, aunque el énfasis relativo que se les ponga variará. Estos principios son fundamentales para el proceso de diseño dondequiera que se espere la participación humana, con el fin de garantizar la integración óptima de los requisitos y características humanos en un diseño. Esta Norma Internacional considera los sistemas, usuarios, trabajadores, tareas, actividades, equipos y el medio ambiente como base para optimizar la concordancia entre ellos. Estos principios y conceptos sirven para mejorar la seguridad, el rendimiento y la usabilidad (efectividad, eficiencia y satisfacción), al mismo tiempo que salvaguardan y mejoran la salud y el bienestar humanos y mejoran la accesibilidad (por ejemplo, para personas mayores y personas con discapacidad).

4.2.2. Enfoque ergonómico

La Asociación Internacional de Ergonomía (AIE), la federación de sociedades de ergonomía y factores mostrada en la figura 7, los humanos de todo el mundo han definido La ergonomía, también conocida como factores humanos, se define como “la disciplina científica dedicada al estudio de las interacciones entre los seres humanos y otros componentes de un sistema social”. Además, es una profesión que aplica teorías, principios, datos y métodos para el diseño, con el objetivo de optimizar tanto el bienestar humano como el rendimiento global del sistema. Esto abarca objetivos específicos como facilitar el desempeño de las tareas, proteger y mejorar la seguridad, salud y bienestar del trabajador o usuario/operador de productos y equipos. Esto se logra mediante la optimización de las tareas, los equipos, los servicios, el entorno y, en general, todos los componentes de un sistema y sus interacciones. Alcanzar estos objetivos contribuye potencialmente a la sostenibilidad y la responsabilidad social. (*ISO 26800:2011(en), Ergonomics — General approach, principles and concepts*, s. f.)

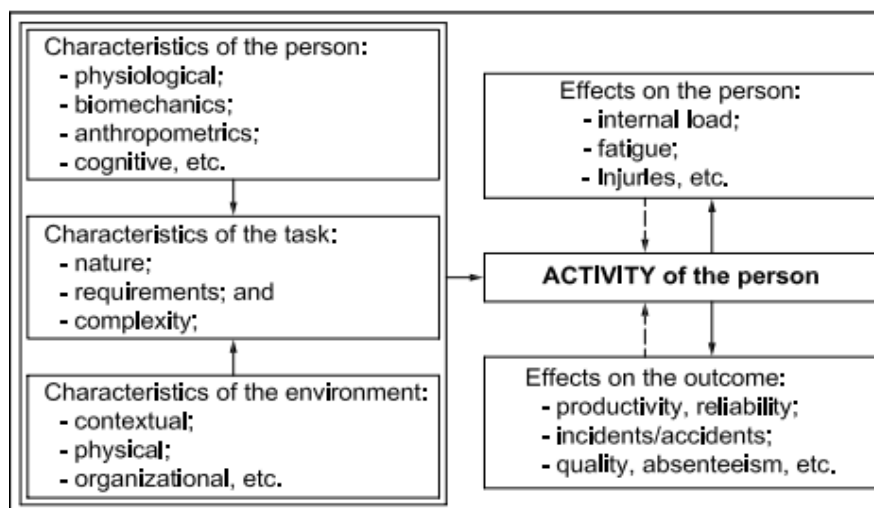


Figura 7 Ejemplo de factores para tener en cuenta para optimizar el rendimiento del sistema. (*ISO-26800-2011.pdf*, s. f.)

4.2.3. Asociación Española de Ergonomía

Según la **Asociación Española de Ergonomía**, la ergonomía es el conjunto de conocimientos de carácter multidisciplinar aplicados para la adecuación de los productos, sistemas y entornos artificiales a las necesidades, limitaciones y características de sus usuarios, optimizando la eficacia, seguridad y bienestar. (*¿Qué es la ergonomía?* - *Asociación Española de Ergonomía*, s.f.)

Por lo tanto, la psicociología aplicada parte del hecho de que las necesidades de las personas son cambiantes, como lo es la propia organización social y política. Por ello, las organizaciones no pueden ser centros aislados y permanecer ajenos a estos cambios.

Hoy en día, se demanda calidad de vida laboral. Este concepto es difícil de traducir en palabras, pero se puede definir como el conjunto de condiciones de trabajo que no dañan la salud y que, además, ofrecen medios para el desarrollo personal, es decir, mayor contenido en las tareas, participación en las decisiones, mayor autonomía, posibilidad de desarrollo personal, etc. (*¿Qué es la ergonomía?* - *Asociación Española de Ergonomía*, s.f.)

4.3. Anatomía

4.3.1. La mano

La mano del hombre mostrada en la figura 8, Es una excelente herramienta que puede realizar una amplia gama de movimientos debido a su función principal de agarre. Esta fuerza de agarre se ha observado en todo, desde garras de cangrejo hasta manos de mono, pero ninguna otra criatura aparte de los humanos ha alcanzado este nivel de perfección. Esto se debe a la ubicación única del pulgar, que le permite estar opuesto a todos los demás dedos. La oposición del pulgar no es exclusiva de los humanos, aunque algunos monos avanzados también tienen oposición del pulgar, pero la amplitud de esta

oposición nunca alcanza la amplitud del pulgar humano. Sin embargo, algunos monos cuadrumanos poseen, como su nombre indica, cuatro manos y, por lo tanto, cuatro pulgares.(Kapandji, 1998)

Desde el punto de vista fisiológico, la mano representa la extremidad efectora del miembro superior que constituye su soporte logístico y le permite adoptar la posición más favorable para una acción determinada. Sin embargo, la mano no es sólo un órgano de ejecución, también es un receptor sensorial extremadamente sensible y preciso cuyos datos son imprescindibles para su propia acción. Por último, gracias al conocimiento del grosor y de las distancias que le proporciona a la corteza cerebral, es la educadora de la vista, permitiéndole controlar e interpretar las informaciones: sin la mano nuestra visión del mundo sería plana y sin relieve.(Kapandji, 1998)

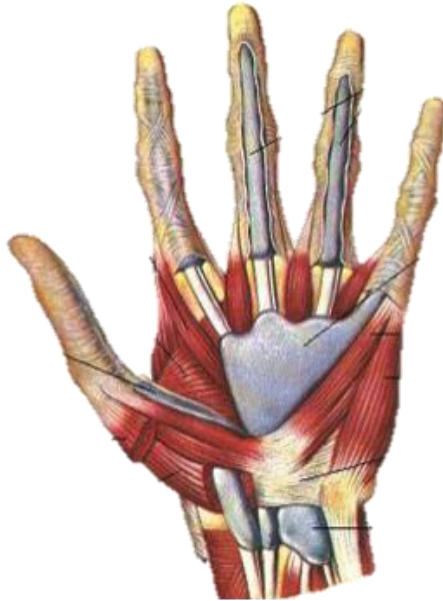


Figura 8 La mano.(*Mano – Clínica de Lesiones Deportivas*, s. f.)

4.3.2. Facultad de prensión de la mano

Esta facultad de prensión, la mano del hombre la debe a su arquitectura que le permite tanto una amplia apertura, como un cierre sobre si misma o en torno a un objeto. Cuando está ampliamente abierta, la mano, en visión anterior, presenta su palma, continuación de la muñeca y articulada con los cinco dedos; esta cara anterior también se denomina cara palmar.(Kapandji, 1998)

En el centro de la palma, existe una cavidad que permite alojar objetos de diferentes tamaños. Este hueco de la mano está bordeado lateralmente por dos eminencias convexas: lateralmente, la eminencia tenar, que es la más prominente y forma la base del pulgar; medialmente, la eminencia hipotenar, que es menos destacada y define el borde interno, cubital de la mano. En el extremo distal de la eminencia hipotenar se encuentra el dedo meñique, el más pequeño de los cinco dedos, separado del dedo anular por la cuarta comisura. La palma de la mano está cubierta de pliegues palmares, variables según individuos, y base de la pseudociencia denominada quiromancia - etimológicamente, adivinación de la mano. A título anecdótico, los pliegues de la mano se denominarán según las dos notaciones.(Kapandji, 1998)

- El pliegue palmar inferior o "línea de la cabeza", es el más distal y comienza en el borde interno de la palma de la mano;(Kapandji, 1998)
- El pliegue palmar medio o "línea del corazón", localizado proximalmente con relación al anterior, se inicia en el borde extremo de la palma de la mano;(Kapandji, 1998)

- El pliegue palmar superior o "línea de la vida", es el más proximal y se sitúa por dentro de la eminencia tenar. Su oblicuidad diagonal dibuja el fondo de saco de la corredera palmar;(Kapandji, 1998)
- También existe un pequeño pliegue longitudinal menos marcado, que se localiza por dentro de la eminencia hipotenar y que se puede hacer aparecer al cerrar transversalmente la mano; se trata del pliegue hipotenar o de la línea de "la suerte", el más inconstante de los cuatro.(Kapandji, 1998)

Cómo se puede observar en la figura 9, los cinco dedos se reparten en dos grupos: cuatro dedos largos y uno corto, el pulgar. Los cuatros dedos largos son de longitud desigual: el más largo está en el centro, se trata del dedo corazón; a continuación, el dedo índice, el más externo de los dedos largos, y luego el dedo anular, por dentro del dedo corazón, y finalmente el más corto y el más interno, el dedo meñique. Todos los dedos largos presentan tres pliegues palmares, lo que indica la presencia subyacente de tres falanges.(Kapandji, 1998)

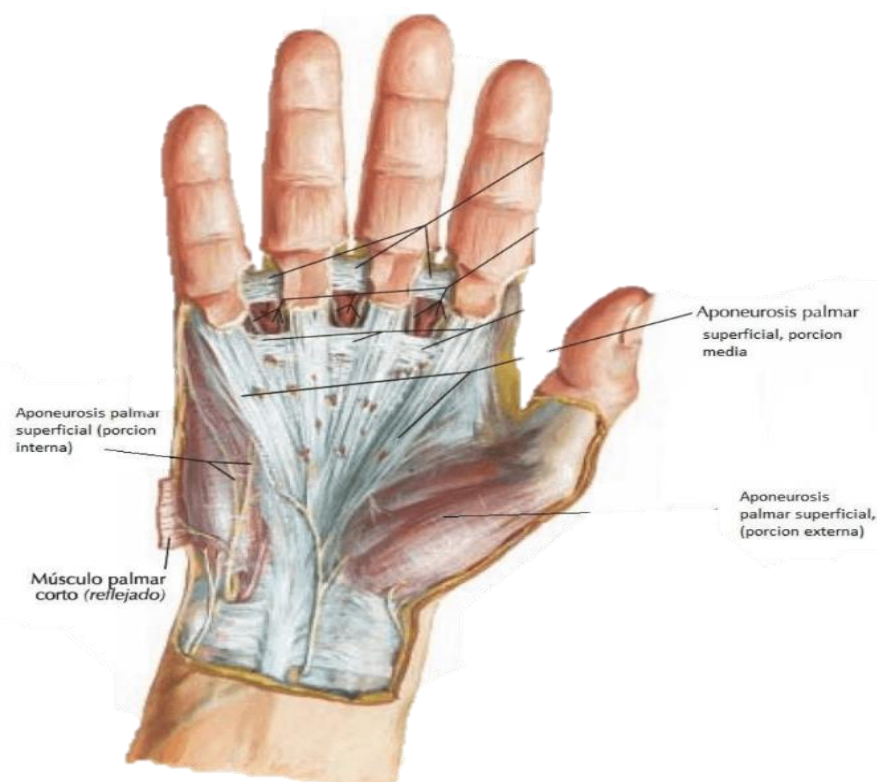


Figura 9 Anatomía de la mano cara palmar.(Fisioterapia, 2019)

4.3.3. Anatomía de la mano

El esqueleto óseo de la mano está compuesto por ocho huesos carpianos, organizados en dos filas: la fila proximal, que se articula con las porciones distales del radio y el cúbito, exceptuando el pisiforme, el cual se encuentra en posición palmar y se articula con el triquetrum; y la fila distal, cuyos cuatro huesos cárpales se articulan con los cinco huesos metacarpianos. Estos ocho huesos carpianos, situados entre el antebrazo y los huesos metacarpianos, constituyen la compleja articulación de la muñeca. En términos funcionales, las unidades arquitectónicas de la mano se dividen en unidades fijas y unidades móviles. La unidad fija de la mano está constituida por el segundo y el tercer metacarpianos y la fila distal del carpo, su movimiento es muy limitado en las

articulaciones intermetacarpianas y en la segunda y tercera articulaciones carpo metacarpianas. (López, s.f.)

La mano es una estructura con una alta complejidad que mezcla numerosos huesos, músculos, tendones, ligamentos, nervios y vasos sanguíneos con el fin de realizar acciones exactas y poderosas, y siendo fundamental para varias labores del día.

4.3.4. Arquitectura de la mano

Cómo se observa en la figura 10, los huesos de la fila distal del carpo (trapezio, trapezoide, ganchoso y grande) configuran un arco transversal estable, mantenido por fuertes ligamentos intercarpianos, con el grande desempeñando un papel clave como piedra angular del arco carpiano. El ligamento volar del carpo ancla el ganchoso a las crestas palmares del trapezio, evitando el colapso del arco palmar transversal. Los cinco metacarpianos se extienden distalmente desde la fila distal del carpo. El segundo y el tercer metacarpianos están firmemente unidos a esta fila distal, formando conjuntamente la unidad fija del esqueleto de la mano. Esta unidad fija central actúa como base de soporte para las unidades móviles de la mano, proyectándose distalmente bajo la acción de los principales extensores de la muñeca (el extensor radial largo del carpo y el extensor radial corto del carpo) y del primer flexor de la muñeca, el flexor radial del carpo. Los elementos adaptativos del movimiento se sitúan alrededor de esta unidad central. Las unidades adaptativas de la mano que se mueven alrededor de la unidad central son tres elementos que en orden de importancia constituyen: el rayo del pulgar, el rayo del índice y la unión del tercero, cuarto, y quinto rayos juntos con el cuarto y el quinto metacarpiano. (López, s. f.)

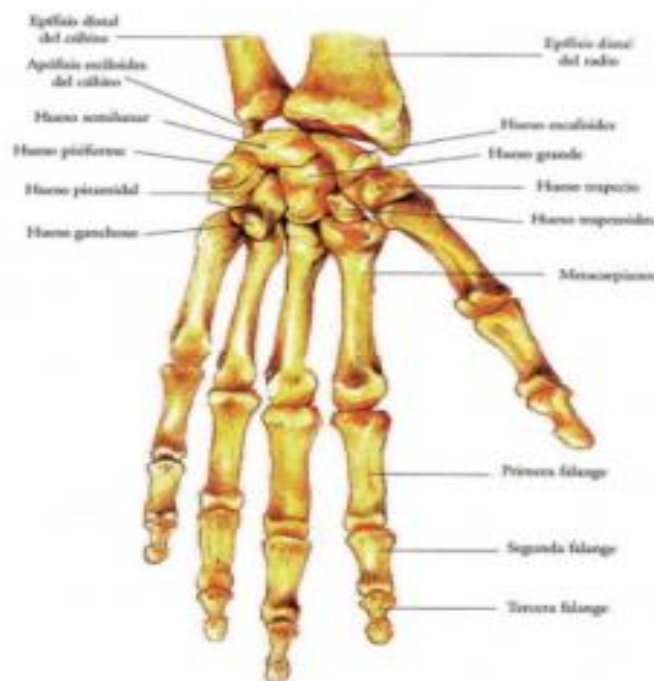


Figura 10 Huesos de la mano y de la muñeca. (*Mano y muñeca (anatomía)*, s.f.)

4.3.5. Patrones funcionales de la mano

Esta compleja estructura anatómica y funcional de la mano está orientada hacia la capacidad de prensión. La función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética que se extiende desde la muñeca hasta las falanges distales. Cualquier interrupción en los sistemas de arcos transversales y longitudinales puede llevar a inestabilidad, deformidad y pérdida de funcionalidad. Los patrones de función prensil son movimientos en los que se agarra un objeto y éste se mantiene en parte o de forma completa dentro de la superficie de la mano. (López, s. f.)

La eficiencia de la función prensil depende de:

- La eficacia de la primera articulación carpo metacarpiana y, en menor grado, de la cuarta y quinta MCF. (López, s. f.)

- La rigidez relativa de la segunda y tercera articulaciones carpo metacarpianas.(López, s. f.)
- La estabilidad de los arcos longitudinales del pulgar de los otros dedos.(López, s. f.)
- El sinergismo y el antagonismo equilibrado entre los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano.(López, s. f.)

Los agarres de fuerza son aquellos en los que los dedos están flexionados en las tres articulaciones, con el objeto colocado entre los dedos y la palma. En este tipo de agarre, el pulgar se aduce y se posiciona sobre la cara palmar del objeto, con una ligera desviación cubital y una leve dorsiflexión para incrementar la tensión en los tendones flexores. Por otro lado, los agarres de precisión se utilizan para manipular objetos pequeños entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos. En este caso, la muñeca está en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar está aducido y en oposición. Los agarres de precisión se dividen según las partes de las falanges que contactan con el objeto, en las siguientes categorías: pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral (o de llave) y pinza de pulpejo (o cubital).

4.3.6. Huesos del carpo

La muñeca contiene ocho pequeños huesos formando una región que une el antebrazo y la mano. Estos son los **huesos del “carpo”**, nombre con el que se denomina a esta región del miembro superior. La muñeca o carpo, se construye formando dos filas con los huesos del carpo. Podemos diferenciar entre la fila proximal y la fila distal.(*Los ocho huesos del carpo*, 2017)

Cómo observamos en la figura 11, los ocho huesos del carpo en cada una de las filas son:

- Fila proximal: Semilunar (2), Escafoides (1), piramidal (3) y pisiforme (4).(*Los ocho huesos del carpo*, 2017)
- Fila distal: Trapezoide (6), trapecio (5), hueso grande (7) y hueso ganchoso (8).(*Los ocho huesos del carpo*, 2017)



Figura 11 Huesos del carpo.(Ramirez et al., 2020)

Escafoides (Os scaphoideum/navicular):

Este hueso mostrado en la figura 12, recibe su nombre por su característica forma de barco y se conecta con el radio, el semilunar, el hueso grande, el trapecio y el trapezoide. El tubérculo del escafoides se encuentra en la parte anterior y lateral, y sirve como punto de inserción para el ligamento lateral externo de la articulación de la muñeca. Pequeñas ramas de la arteria radial proporcionan su irrigación sanguínea, llegando al escafoides en el polo distal y luego extendiéndose proximalmente hacia la base. La fractura del escafoides suele ser consecuencia de caídas o accidentes con 18 hiperextensión de la muñeca y pese a su baja frecuencia, la relevancia de esta patología está dada por las graves complicaciones

asociadas a la movilización de los segmentos óseos, pérdida de vascularización del segmento proximal y posterior necrosis que se pueden prevenir con un diagnóstico oportuno y un manejo adecuado.(Ramirez et al., 2020)



Figura 12 Hueso Escafoides.(Ramirez et al., 2020)

Semilunar (Os lunatum/lunate):

Cómo se observa en la figura 13, se caracteriza por una marcada concavidad que crea una forma de medialuna, se conecta con el radio, escafoides, piramidal, hueso grande y ganchoso. En su interior se insertan los ligamentos escafolunar (SL) y semilunar (LP), que son ligamentos interóseos que aportan estabilidad. Existe variabilidad en su irrigación sanguínea, que suele ser proporcionada por vasos nutricios dorsales y palmares. Su importancia en contextos clínicos surge por ser el hueso del carpo que experimenta dislocaciones con mayor frecuencia, probablemente debido a su forma hemisférica y convexa, que disminuye la estabilidad a la vez que mejora el rango de movimiento. Así mismo el escafoides y el piramidal equilibran sus fuerzas de flexión y extensión a través de los ligamentos EL y LP respectivamente, por lo cual el semilunar es punto de referencia al momento de evaluar inestabilidades del segmento intercalar.(Ramirez et al., 2020)



Figura 13 Semilunar.(Ramirez et al., 2020)

Piramidal: (Os triquetrum/triangular/cuneiforme):

Se diferencia por su figura de pirámide de triacontágono, además cómo se observa en la figura 14 por su superficie de articulación de forma de óvalo, que sirve para el caminar. Se relaciona con el tejido triangular de la radiocubital, el pisiforme, el semilunar y el ganchoso. En el momento en que hace un giro de muñeca, es posible que haga vínculo temporalmente con el interior del radio.(Ramirez et al., 2020)



Figura 14 Piramidal.(Ramirez et al., 2020)

Pisiforme (Os pisiforme):

Cómo se observa en la figura 15, situado en la parte anterior del piramidal, este pequeño hueso sesamoideo está unido al tendón del flexor cubital del carpo. Su característica forma de guisante lo hace fácilmente identificable y constituye el borde cubital del túnel carpiano. Este hueso del carpo es el último en osificarse, y a él se unen tanto el ligamento transversal del carpo como el abductor del meñique. El tendón del flexor

cubital del carpo usa el pisiforme como polea, insertándose en la base del quinto metacarpiano, lo que le da su carácter de hueso sesamoideo.(Ramirez et al., 2020)



Figura 15 Hueso Pisiforme.(Ramirez et al., 2020)

Trapezio (Os trapezium):

Este hueso mostrado en la figura 16 forma el límite radial del túnel carpiano. Se articula con los músculos escafoides y trapezio y es el punto de unión del primer metacarpiano, por lo que su importancia radica en el rango de movimiento bidimensional casi completo que proporciona el pulgar al formar una articulación tipo silla de montar. Lo anterior permite contrarrestar el movimiento característico del pulgar, a la vez que implica una mayor susceptibilidad a sufrir artritis, llamada rizartrosis, debido al uso constante y prolongado de la articulación metacarpiana. Es un hueso pequeño, sumamente irregular, que se caracteriza por presentar un surco profundo en su superficie anterior y una prolongación denominada el tubérculo del trapezio donde suele insertarse el abductor corto del pulgar.(Ramirez et al., 2020)



Figura 16 Trapecio.(Ramirez et al., 2020)

Trapezoide (Os trapezoideum):

Es el hueso más profundo es el carpo, el más pequeño de la fila distal, y se articula con el trapecio, el escafoides, el capítulo y el 21º metacarpiano. Cómo se muestra en la figura 17, Tiene una forma rectangular más o menos regular, en cuyo interior se inserta uno de los tejidos interóseos. Por su posición y forma, las fracturas de este hueso son sumamente raras.(Ramirez et al., 2020)



Figura 17 Trapezoide.(Ramirez et al., 2020)

Hueso Grande (Os capitatum):

Cómo se conoce el nombre, es el hueso más grande de la muñeca y tiene forma de fantasma debido a su superficie de piedra con base plana. Está en el centro de la muñeca, de modo que su tamaño hace que sea una distribución eficaz de la fuerza de compresión y tensión que se ejerce sobre ella. Se relaciona próximo a la forma en que se articulan el semilunar y la base del tercer metacarpiano, además, de manera cambiante, con el cuarto metacarpiano. Esta variante parece poseer consecuencias médicas en las heridas que tiene el ganglio. Su superficie ubicada en la parte distal se relaciona con el 2º, el 3º y el 4º metacarpiano. Las heridas en el huesos grande mostrado en la figura 18, son poco frecuentes y casi siempre se acompañan de heridas en el escafoides.(Ramirez et al., 2020)



Figura 18 Hueso Grande.(Ramirez et al., 2020)

Hueso Ganchoso (Os hamatum):

Recibe su nombre de una gran proyección en la superficie anterior llamada apófisis espinosa o "gancho". Se conecta al hueso semilunar, al hueso piriforme, al hueso de la tibia y al cuarto y quinto huesos metacarpianos. El gancho mostrado en la figura 19, Esta estructura forma el extremo cubital del túnel carpiano y el extremo radial del canal de Guyon. Además, sirve como punto de anclaje para el hueso pisiforme, el ligamento transverso del carpo y el tendón flexor cubital del carpo. El nervio cubital transcurre anterior al gancho del hueso ganchoso, lo cual explica la frecuencia de los síntomas de compresión cubital cuando dicho hueso presenta afecciones. Las fracturas del ganchoso son comunes en deportes como el golf, el hockey, el baloncesto y en actividades que involucran impactos fuertes directamente en la palma como la percusión de tambores, siendo en su mayoría fracturas por fatiga.(Ramirez et al., 2020)



Figura 19 Hueso Ganchoso.(Ramirez et al., 2020)

4.3.7. Músculos de la mano

La mayoría de los músculos de la mano facilitan su movilidad. Estos músculos son cantidades grandes y complejos, y algunos son exclusivos del cuerpo humano. Los músculos se clasifican en:

4.3.8. Músculos extensores de la muñeca

Son dos:

- Primer radial: El músculo extensor radial largo del carpo (MERLC) es un músculo de forma fusiforme que se superpone parcialmente al músculo braquiorradial. Está situado en el compartimiento posterior del antebrazo, en la región extensora y supinadora, y recibe su inervación de ramas del nervio radial (NR).
- Segundo radial: El extensor radial corto del carpo realiza extensión de la muñeca y abducción de la muñeca.(«Evaluación y Estiramiento Del Músculo Extensor Radial Corto Del Carpo», 2016)

Estos músculos forman la masa carnosa. Se encuentran en la parte externa del antebrazo (radio) y terminan en el dorso de la mano.

4.3.9. Músculos extensores de los dedos

Son cinco:

- Extensor común de los dedos.
- Extensor propio del meñique.
- Extensor propio del índice.

- Extensor corto del pulgar.
- Largo del pulgar.

4.3.10.Músculos flexores de los dedos

Estos músculos son dos:

- Musculo común profundo.
- Musculo común superficial.

4.3.11.Grupos musculares que forman los dedos

- Interóseos (entre los espacios metacarpianos, que sirven para acercar o separar los dedos).
- Umbricales (el tendón flexor de los dedos a excepción del pulgar).
- Músculos destinados al pulgar, son seis: aductor, oponente, abductor corto, flexo corto, flexo y abductor largos.
- Músculos destinados al movimiento del dedo meñique, son tres: oponente, flexor corto y el aductor.

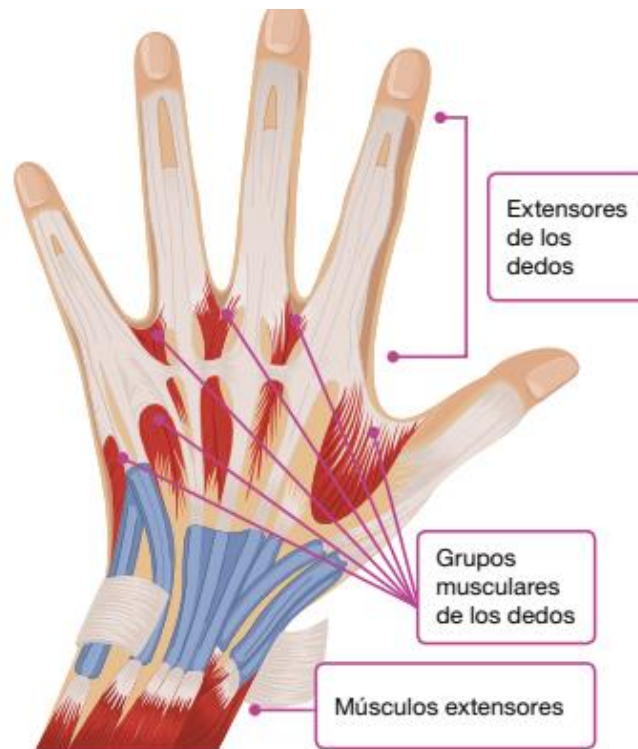


Figura 20 Músculos de la mano. (*Morfología de manos y pies*, s.f.)

4.4. Herramientas

4.4.1. Arduino Uno

Mostrado en la figura 21, Arduino fue creado en Italia en el en el instituto de IVRAE en 2005, apareció por la necesidad de contar con un dispositivo para utilizar en las aulas, que fuera de bajo costo, funcionara bajo cualquier sistema operativo y que se utilizara para uso interno de la escuela. (Carrillo, 2021)

El proyecto Arduino fue lanzado por el Instituto IVRAE para garantizar que no desaparezca de la memoria e invitar a la participación de la comunidad, permitiendo mejoras y sugerencias que podrían ayudar a sostener su desarrollo. Poco a poco, Arduino se ha transformado en una iniciativa mundial de hardware y software gratuitos. (Carrillo, 2021)

La concepción y diseño de Arduino fue liderado principalmente por Massimo Banzi. Junto con la colaboración de David Cuartielles, David Mellis, Tom Igoe y Gianluca Martino, desarrollaron lo que hoy en día es Arduino, una placa considerada esencial para la construcción y diseño de dispositivos aplicables en la vida cotidiana y que ofrece beneficios a la sociedad. Arduino es una placa o plataforma de hardware libre basada principalmente en un microcontrolador, y un entorno de desarrollo (software), diseñado para facilitar el uso de la electrónica. (Carrillo, 2021)

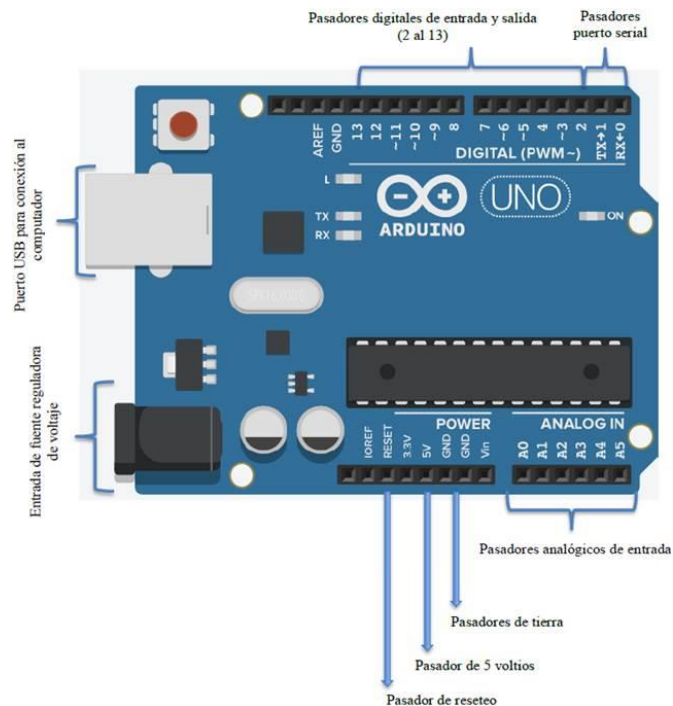


Figura 21 Entradas y salidas de Arduino Uno.(Tupac-Yupanqui et al., 2021)

4.4.2. Tipos de Arduino

Arduino Uno R3: Es posiblemente la placa más utilizada y robusta. Estupenda opción para iniciarse en la programación de microcontroladores y características técnicas mostrado en la tabla 1.

Tabla 1

Características Técnicas

Microcontrolador	ATMEGA328P
Velocidad de reloj	16MHz
Voltaje de trabajo	5V
Voltaje de entrada	7,5 a 12 voltios
Pinout	14 pines digitales (6 PWM) y 6 pines analógicos
Puerto	1 puerto serie por hardware
Memoria	32 KB Flash (0,5 para bootloader), 2KB RAM y 1KB Eeprom

Nota. Elaboración propia con información obtenida de («ARDUINO», 2020).

Arduino Mega: Se utiliza para proyectos que requieren más pines. Sus características técnicas mostradas en la tabla 2 son las siguientes

Tabla 2

Características Técnicas

Microcontrolador	ATMEGA2560
Velocidad de reloj	16MHz
Voltaje de trabajo	5V
Voltaje de entrada	7,5 a 12 voltios
Pinout	54 pines digitales (15 PWM) y 16 pines analógicos

Puerto	3 puerto serie por hardware
Memoria	256 KB Flash (8 para bootloader), 8KB RAM y 4KB Eeprom

Nota. Elaboración propia con información obtenida de («ARDUINO», 2020).

Arduino Leonardo: El Arduino Básico comparte características similares con el Arduino, mostrado en la tabla 3, ofrece 12 entradas analógicas y 20 salidas digitales. A diferencia de otros Arduino, este cuenta con el microcontrolador ATmega32u4, que incluye un controlador adicional para administrar las conexiones USB. Además, ofrece una mayor cantidad de pines. La comunicación incluye TWI, SPI y dos UART, junto con interrupciones externas.(Vidal-Silva et al., 2019)

Tabla 3

Características Técnicas

Microcontrolador	ATMEGA32u4
Velocidad de reloj	16MHz
Voltaje de trabajo	3,3V
Voltaje de entrada	7,5 a 12 volteos
Pinout	20 pines digitales (7 PWM) y 12 pines analógicos
Memoria	32 KB Flash (4 para bootloader), 2,5KB RAM y 1KB Eeprom

Nota. Elaboración propia con información obtenida de («ARDUINO», 2020).

Arduino Nano: Mostrado en la figura 22, utiliza un microcontrolador ATmega328 y comparte muchas características con Arduino Uno. Sin embargo, difiere tanto en el tamaño como en el método de conexión a una computadora para programar. Si bien es compatible con la mayoría de los escudos, funciona de manera similar al Arduino Micro en ese sentido.(Londoño et al., 2017)



Figura 22 Presentación del Arduino Nano.(«ARDUINO», 2020)

5. MARCO METODOLÓGICO

5.1. Diseño del prototipo

El diseño exoesqueleto está conformado por una estructura externa que se adecua a la forma de la mano y se funcionamiento depende de un conjunto de componentes electrónicos, mecánicos y electromecánicos. La forma ergonómica y el material flexible permiten la bio adaptación apropiada del exoesqueleto robótico a la mano del usuario. En la figura 23, se describe de forma específica de las partes que componen al dispositivo.

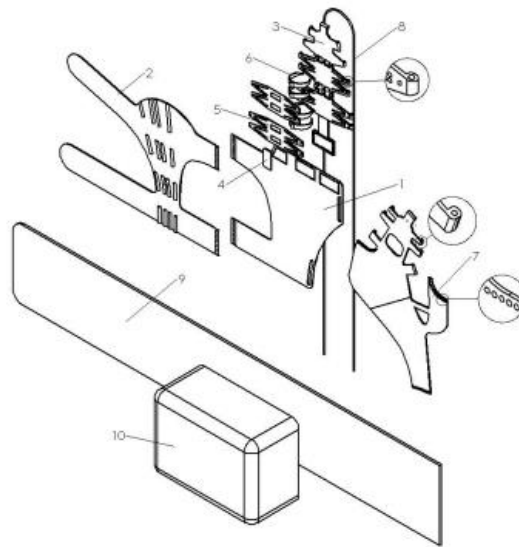


Figura 23 Vista en perspectiva despiezada del exoesqueleto robótico flexible portátil socialmente responsable con el dedo pulgar e índice. Parte superior (1), parte inferior (2), parte del dedo (3), pieza de material elástico (4), pieza cubre (5), pieza anillo (6), pieza pulgar (7), pieza tensora (8), brazalete (9), caja de control (10). (Autor propio)

5.2. Requerimientos

5.2.1. Lista de requerimientos

Para el desarrollo del presente proyecto se establecen requerimientos de diseño para cada fase de trabajo. En la tabla 4 se observan las fases de implementación y su descripción.

Tabla 4

Tabla de requerimientos

FASES	DESCRIPCIÓN
Función principal	El sistema mecatrónico del exoesqueleto está diseñado principalmente para realizar la extensión y la flexión de los dedos de la mano.
Geometría	El exoesqueleto es ergonómico y biométrico al movimiento de los dedos de la mano
Seguridad	En base a la ISO 13482 - Safety requirements for personal care robots (International Standards Organization, 2014) FDA (EEUU)
Montaje	La simulación del ensamblaje de las piezas se lleva a cabo en el programa SolidWorks.
Fabricación de Piezas	Las piezas mecánicas serán diseñadas en SolidWorks y fabricadas con una impresora 3D, utilizando PLA como materia prima.

Nota. Luego de un análisis profundo, se concluyó que estos serían los requerimientos.

5.3. Diseño conceptual

Para definir la estructura funcional del diseño del exoesqueleto, es posible representar y abstraer la función del prototipo y el sistema de procesamiento de

información. Esto permite detallar las magnitudes de las entradas y salidas del sistema, conceptualizándolo como una caja negra (Black-box) como se observa en la figura 24.

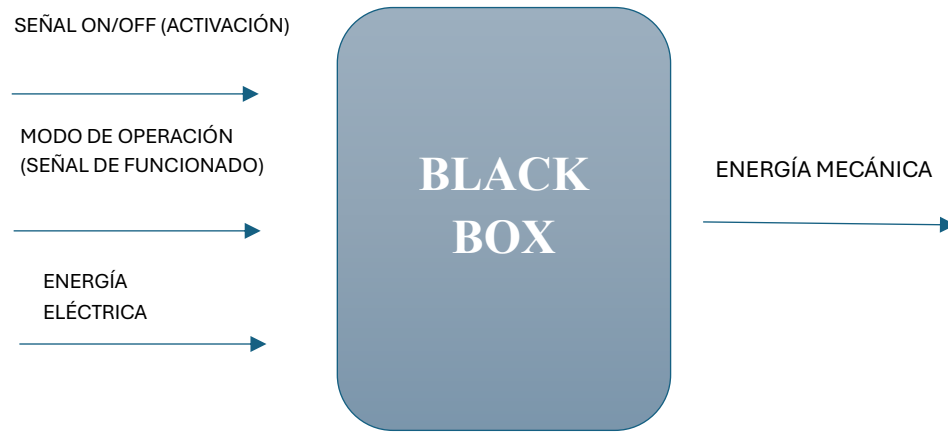


Figura 24 Estructura funcional del diseño del exoesqueleto. (Autor propio)

5.4. Diseño preliminar del sistema

Para un apropiado desarrollo, se definió de manera preliminar el diagrama de flujo del sistema como se observa en la figura 25 y adicional el esquema básico de funcionamiento como se observa en la figura 26. Esto con la finalidad de establecer a detalle las condiciones de trabajo y las características que conlleva el proyecto.

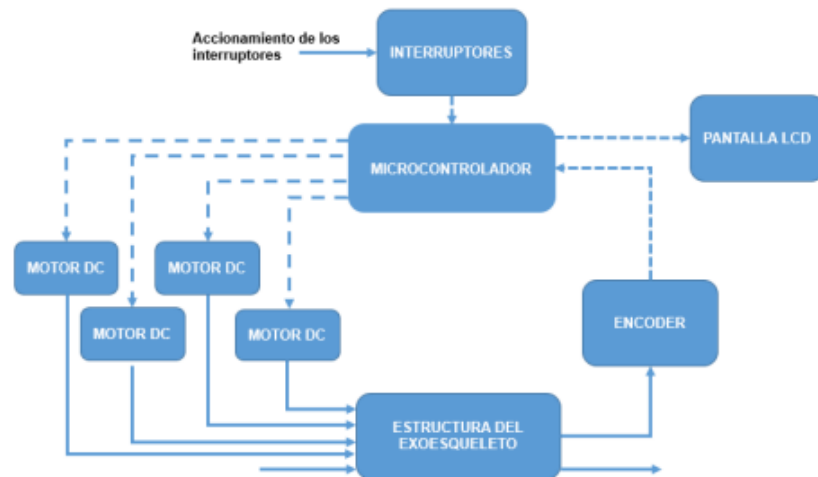


Figura 25 Diseño preliminar. (Autor propio)

Primera etapa: Colocación el exoesqueleto.	Segunda etapa: enciende el exoesqueleto.	Tercera etapa: inicia la rehabilitación.	Cuarta etapa: apaga el sistema y se retira el exoesqueleto.
---	---	---	--

Figura 26 Representación del funcionamiento del diagrama dividido por partes donde se observan las funciones del exoesqueleto. (Autor propio)

5.5. Modelo topológico

Para el modelo topológico, es necesario detallar la disposición y la interconexión de los elementos involucrados, lo que implica definir los límites de los componentes y sus funciones, estas funciones incluyen la función cinemática, que abarca las articulaciones, los ejes y las variables de longitud de los eslabones, así como la función dinámica, que representa los momentos de inercia del actuador y el peso tanto de la estructura del exoesqueleto como del objeto.

5.6. Componentes

5.6.1. Articulaciones

Las articulaciones de la mano, como las carpometacarpianas, metacarpofalángicas e interfalángicas, se representan como puntos de conexión entre huesos. Se resalta cómo estas articulaciones permiten el movimiento coordinado de los dedos y la muñeca.

5.6.2. Huesos

Los huesos de la mano, como los metacarpianos y las falanges, se muestran conectados en un esquema que ilustra su disposición y las relaciones espaciales entre ellos. Aunque el modelo no especifica la longitud exacta de cada hueso, sí muestra cómo están organizados y articulados.

5.6.3. Músculos y Tendones

Se incluyen las conexiones de los músculos y tendones, que son responsables del movimiento de los dedos y la muñeca. En un modelo topológico, se subraya cómo estos tendones se conectan a los huesos y cómo se organizan en la mano para producir movimientos.

5.6.4. Relaciones Funcionales

El modelo también resalta las relaciones funcionales, por ejemplo, de cómo el movimiento de un dedo afecta a otros o cómo los tendones y ligamentos trabajan juntos para permitir un agarre o una flexión.

5.6.5. Simplificación de Estructuras

En lugar de mostrar cada detalle anatómico, el modelo topológico de la mano abstrae la mano en términos de "nodos" y "conexiones" que representan las articulaciones y los huesos. Esto facilita el análisis de cómo las distintas partes de la mano están interconectadas y cómo interactúan durante el movimiento.

En el diseño de dispositivos biomédicos, como prótesis, exoesqueletos o herramientas de rehabilitación, el modelo topológico de la mano desempeña un papel crucial. Este modelo ayuda a los ingenieros y diseñadores a comprender las relaciones funcionales y estructurales entre las diferentes partes de la mano, sin necesidad de entrar en detalles anatómicos complejos.

5.7. Aplicación del Modelo Topológico en el Diseño de Dispositivos Biomédicos

5.7.1. Optimización del Diseño Funcional

Mapeo de Movimientos: El modelo topológico permite a los diseñadores mapear los movimientos fundamentales de la mano, como la flexión, extensión, abducción y aducción. Al identificar cómo se conectan y mueven los diferentes huesos y articulaciones, los diseñadores pueden crear dispositivos que replican o asisten estos movimientos de manera precisa.

Simplificación de la Estructura: En lugar de trabajar con un modelo anatómico complejo, el modelo topológico simplifica la mano en términos de nodos (articulaciones) y conexiones (huesos y tendones). Esto facilita la creación de dispositivos que se alineen con las rutas de movimiento y los puntos de flexión clave de la mano, optimizando el diseño para cumplir con los requisitos biomecánicos.

5.7.2. Integración de Tecnología y Ergonomía

Diseño de Exoesqueletos: Al utilizar un modelo topológico, los exoesqueletos pueden ser diseñados para ajustarse a la estructura de la mano, proporcionando soporte en las articulaciones críticas y permitiendo un rango completo de movimiento. Este enfoque

asegura que el exoesqueleto sea ergonómico y funcional, adaptándose a las necesidades específicas del usuario.

Selección de Materiales: La abstracción topológica también ayuda en la selección de materiales al identificar las áreas de la mano que requieren mayor flexibilidad o resistencia. Por ejemplo, partes del exoesqueleto diseñadas para cubrir las falanges pueden ser hechas de materiales más flexibles, mientras que las estructuras que cubren las articulaciones pueden necesitar ser más robustas.

5.7.3. Personalización y Adaptabilidad

Dispositivos Personalizados: El modelo topológico facilita la personalización de dispositivos biomédicos. Al comprender cómo la estructura y la función de la mano varían entre individuos, los diseñadores pueden adaptar exoesqueletos o prótesis para ajustarse a las características anatómicas únicas de cada paciente, mejorando la comodidad y la eficacia del dispositivo.

Adaptación a Lesiones: En casos de rehabilitación, el modelo topológico puede ser usado para diseñar dispositivos que se adapten a manos con movilidad reducida o deformidades, proporcionando soporte y asistiendo en la recuperación de funciones motoras.

5.8. Simulación y Prototipado

Simulación de Movimientos: Antes de construir un prototipo físico, los diseñadores pueden utilizar el modelo topológico para simular cómo se comportará la mano con el dispositivo biomédico. Esto permite identificar posibles problemas y realizar ajustes antes de la fabricación, ahorrando tiempo y recursos.

Prototipado Rápido: Con la base de un modelo topológico, es más fácil y rápido prototipar dispositivos biomédicos mediante técnicas como la impresión 3D como se observa en la figura 27. La simplificación de la estructura permite crear modelos físicos que pueden ser probados y refinados en función de la retroalimentación de los usuarios.

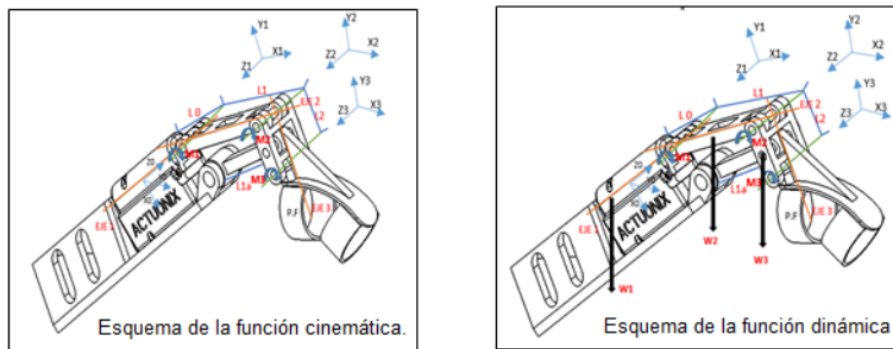


Figura 27 Imagen realizada en SolidWorks. (Autor propio)

5.9. Modelo físico

Describimos el análisis del modelo dinámico de un motor de corriente continua (DC), con el fin de comprender su comportamiento y diseñar un sistema de control adecuado, que en este caso parece estar orientado a controlar el desplazamiento angular de una base.

Resumen del modelo físico:

Variables y parámetros involucrados:

- $E(t)$: Tensión de alimentación del rotor, es decir, la tensión aplicada al motor.
- TG : Torque electromagnético generado debido al campo magnético en el motor.

- T_n : Torque de oposición, que es el torque resistivo debido a la carga que se aplica al motor.
- T_f : Torque de fricción, que es el torque resistivo debido a la fricción interna del sistema.
- $i(t)$: Corriente que circula por la armadura del motor.
- R : Resistencia de la armadura del motor.
- L : Inductancia de la armadura del motor.
- $E_G(t)$: Fuerza contraelectromotriz (fuerza CEM) que es generada en el motor cuando gira.
- $\omega(t)$: Velocidad angular del rotor.
- J : Momento de inercia, que representa la resistencia al cambio en la velocidad angular.
- B : Coeficiente de fricción viscosa, que representa las pérdidas por fricción a velocidad constante.
- K_e y K_t : Constantes que relacionan la fuerza CEM y el torque electromagnético con las otras variables del sistema.
- n : Relación de transmisión, que puede involucrar la relación entre engranajes u otros mecanismos que modifican la velocidad y torque en el sistema.

- Mm : Masa del motor, que puede afectar el sistema si se considera en el modelo dinámico.

5.9.1. Ecuaciones del sistema:

Ecuación de la tensión del motor:

$$E(t) = L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) + E_G(t)$$

Esta ecuación representa la ley de voltaje de Kirchhoff para el circuito eléctrico del motor. La tensión aplicada $E(t)$ es igual a la suma de la caída de tensión en la inductancia L , la caída de tensión en la resistencia R y la fuerza contraelectromotriz $E_G(t)$.

Ecuación del torque electromagnético:

$$T_G(T) = K_t i(t)$$

El torque electromagnético $T_G(t)$ generado por el motor es proporcional a la corriente que circula por la armadura, con una constante de proporcionalidad K_t .

Ecuación de la fuerza contraelectromotriz:

$$E_G(t) = K_e \frac{d\theta(t)}{dt}$$

La fuerza contraelectromotriz $E_G(t)$ es proporcional a la velocidad angular del rotor $d\theta/dt$, con una constante de proporcionalidad K_e .

Ecuación dinámica del movimiento rotacional:

Esta ecuación describe el movimiento del rotor del motor, donde el torque generado $T_G(t)$ es igual a la suma del momento de inercia J multiplicado por la aceleración angular y las pérdidas por fricción viscosa B multiplicadas por la velocidad angular.

Función de transferencia:

El objetivo es derivar una función de transferencia que relacione la entrada (tensión aplicada $E(t)$ con la salida) (desplazamiento angular $\theta(t)$ o velocidad angular $W_G(t)$). Para simplificar el análisis, se igualan las constantes K_e y K_t , representando ambas con una constante única K .

Al unir estas ecuaciones y simplificarlas, se puede obtener una función de transferencia del sistema que describe cómo la entrada eléctrica (tensión aplicada) se convierte en salida mecánica (desplazamiento angular o velocidad) del motor. Este proceso permite diseñar controladores adecuados para lograr el comportamiento deseado del sistema.

5.10. Modelo articulado

En la figura 28, se muestra el esquema del modelo articular realizado en el SolidWorks. En la figura 29, se detalla el esquema del modelo electrónico del dispositivo.

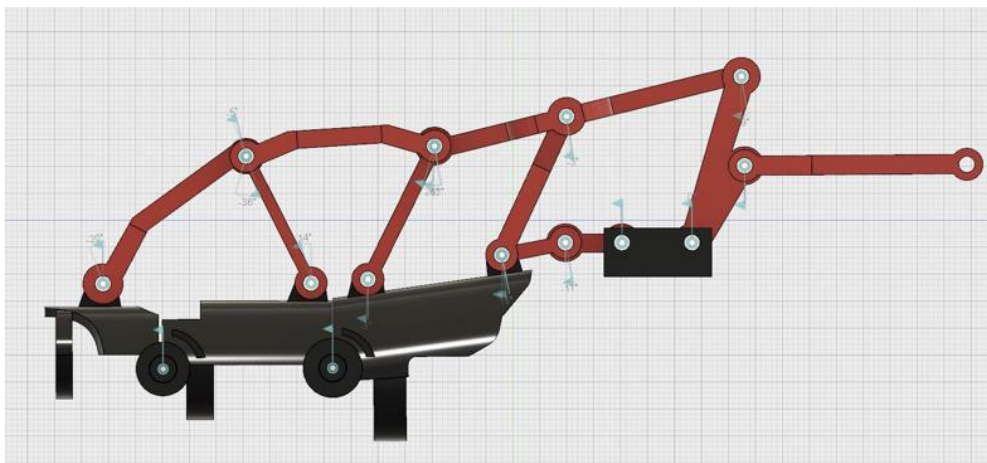


Figura 28 Modelo articular. (Autor propio)

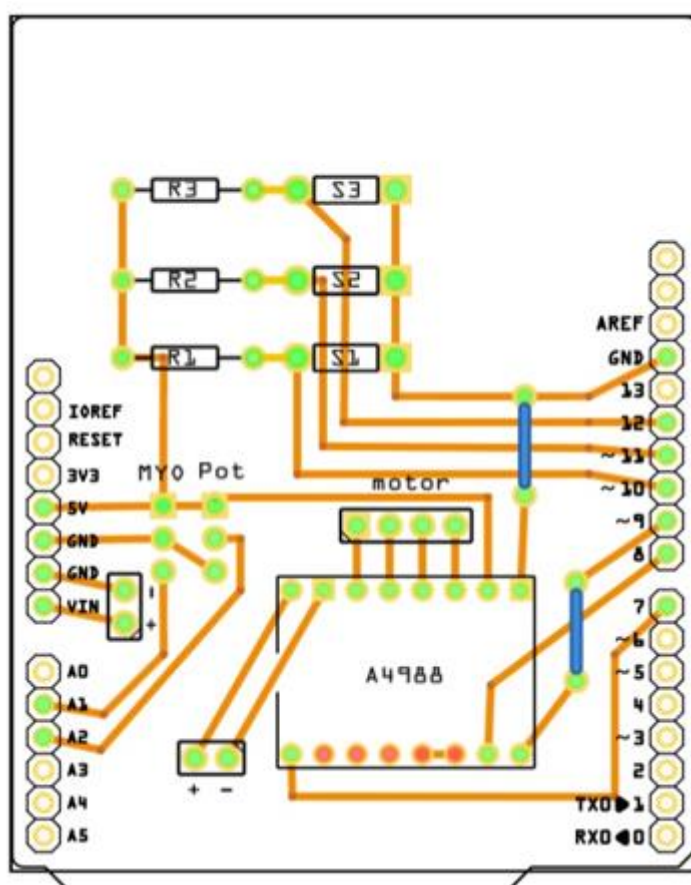


Figura 29 Modelo esquemático. (Autor propio)

5.11. Investigación y selección de componentes

5.11.1. Investigación técnica

Se llevó a cabo una investigación exhaustiva sobre los materiales y componentes más adecuados para el desarrollo del prototipo de guante exoesquelético. Dicha investigación incluyó la evaluación de materiales como el PLA (ácido poliláctico) por sus propiedades de ligereza, durabilidad y flexibilidad, esenciales para garantizar la ergonomía y funcionalidad del dispositivo.

5.11.2. Comparación de Alternativas

Se compararon diversas alternativas de materiales y componentes como se observa en la tabla 5, priorizando aquellos que aseguraran un rendimiento óptimo y que fueran compatibles con el microcontrolador Arduino Uno.

Tabla 5

Tipo de filamentos

MATERIAL	PROPIEDADES FUNCIONALES	ERGONOMÍA	DURABILIDAD	FACILIDAD DE IMPRESIÓN
PLA (Ácido Poliláctico)	Rígido, baja flexibilidad, biodegradable.	Ligero, cómodo para uso prolongado, no tóxico	Moderada, susceptible a deformarse bajo calor	Fácil de imprimir, bajo riesgo de deformación
ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)	Resistente, más flexible que el PLA, no biodegradable.	Puede ser incómodo debido a su mayor rigidez y peso	Alta, resistente a impactos y temperaturas más altas	Moderado, requiere cama caliente y ventilación.
PETG (Polietileno Tereftalato Glicol)	Buena combinación de flexibilidad y rigidez	Buena, resistente y algo flexible, adecuado para aplicaciones de contacto directo	Alta, buena resistencia a impactos y al agua	Moderado, necesita ajustes de temperatura precisos.

TPU (Poliuretano Termoplástico)	Muy flexible y elástico, ideal para partes móviles	Excelente, cómodo y adecuado para aplicaciones que requieren flexibilidad.	Alta, resistente al desgaste y deformaciones.	Difícil, requiere ajustes precisos en la impresora y una velocidad de impresión baja.
------------------------------------	--	--	---	--

Nota. En base a un estudio se pudo especificar los tipos de filamentos. (Mejía Flores, 2016).

5.11.3.PLA (Ácido Poliláctico)

Como se hace mención en la tabla 6 el polímero biodegradable ácido poli-láctico (PLA) fabricado gracias a recursos 100% renovables contiene un conjunto de características superiores a plásticos petroquímicos con características relevantes respecto a su módulo de elasticidad comparable al polietileno y con ventajas sobre el mismo por su baja transferencia del calor y estabilidad a la luz ultravioleta resultando un polímero que no se decolora.(Aldana, 2021)

El PLA posee características compatibles con distintos polímeros de origen natural mediante las cuales este se puede mezclar lo que amplía su capacidad para mejorar sus capacidades de resistencia y con un potencial para reemplazar a los plásticos tradicionales gracias a su poca inversión en el proceso.(Aldana, 2021)

Tabla 6

Tabla de temperatura

Color de PLA	Temperatura de Fusión. [°C]	Temperatura de Precalentamiento de la mesa. [°C]
Natural	180 – 200	71
Amarillo	215 - 230	69
Rojo	190 – 220	58
Negro	185 - 210	71

Nota. Análisis de temperatura para cada color.

En la tabla 6, se observan las características térmicas del PLA en distintos colores. Estos datos son de relevancia para el trabajo de impresión a realizar.

5.11.4.Estructura del PLA

La producción del PLA se puede dar a partir de condensación – polimerización directa desde el monómero ácido láctico que surge gracias a la fermentación de fuentes procedentes de carbohidratos tales como maíz, caña de azúcar etc. La composición química contiene un átomo asimétrico de carbono denominado hidroxiácido en conjunto con dos isómeros ópticos L (+) y D (-) obtenidos a partir de la fermentación bacteriana de carbohidratos, como se observa en la figura 30.(Aldana, 2021)

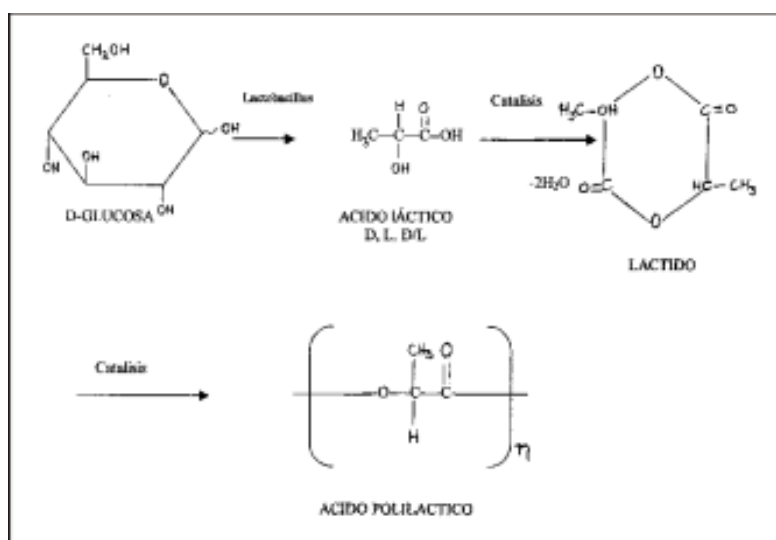


Figura 30 Estructura del PLA. (Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones, 2003)

5.11.5.Propiedades del PLA

Comprender las propiedades del polímero es fundamental para su manipulación. En cuanto a las propiedades térmicas, este material presenta una importante resistencia a la deformación térmica en comparación con otros polímeros. Por el contrario, sus propiedades mecánicas incluyen resistencia a la tensión, el alargamiento y la tensión de flexión. Estas características contribuyen a la rigidez del material, permitiéndole resistir la abrasión y absorber las tensiones de deformación con mayor facilidad.(Aldana, 2021)

El detalle de estas propiedades se observa en la tabla 7 y 8, a continuación.

Tabla 7

Propiedades del PLA

Propiedades térmicas	PLA
Peso molecular (kg/mol)	66
Gravedad específica	1270
Densidad del sólido (kg/m ³)	1252
Tg (°C)	55
Tm (°C)	165
Capacidad Calorífica (J/Kg. °C)	
190 °C	2060
100 °C	1955
55 °C	1590
Conductividad Térmica (W/m.°C)	
190 °C	0.195
100 °C	1.197
55 °C	0.111

Nota. Con este análisis se pudo concluir las propiedades del PLA.(Aldana, 2021).

Tabla 8

Propiedades mecánicas

Propiedades mecánicas	PLA
Resistencia a la tracción (MPa)	59
Alargamiento a la rotura (%)	7
Módulo elástico (MPa)	3500
Módulo de corte (MPa)	1287
Radio de Poisson	0.36
Rendimiento	70
Resistencia a la flexión (MPa)	106
Dureza (HR)	88
Temperatura de reflexión térmica (°C)	55
Porcentaje de elongación (%)	11.3
Módulo de Young (MPa)	1280

Nota. Gracias a una investigación se logró destacar las propiedades mecánicas.(Aldana, 2021)

El proceso de fabricación provoca variaciones en la estructura molecular del material PLA. Los ajustes de polimerización varían del 0 al 40 %, y si bien el aumento del peso molecular presenta desafíos durante la fabricación mediante el modelado, la extrusión y la conformación, se mejoran ciertas propiedades como la viscosidad, la resistencia a altas temperaturas y la resistencia a la tracción y a la flexión. Esta mejora se atribuye a una reducción en la movilidad de las cadenas dentro del polímero.(Aldana, 2021)

5.11.6.ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)

Este plástico es notablemente versátil y duradero, compuesto por tres monómeros que le confieren propiedades distintivas. Reconocido por su excelente resistencia al impacto, buena ductilidad y rigidez, el ABS encuentra aplicaciones en un amplio espectro,

desde la producción de juguetes y electrodomésticos hasta el sector automotriz. Su facilidad de moldeo y manipulación contribuye a su popularidad dentro de la industria del plástico. Sin embargo, es fundamental reconocer que el ABS es inflamable y tiene una resistencia limitada a las altas temperaturas. A pesar de estos inconvenientes, sus ventajas lo sitúan como uno de los plásticos más utilizados a nivel mundial.

5.11.7. Propiedades y estructuras químicas del ABS

El ABS como se puede observar en la Tabla 4, es un plástico de ingeniería que destaca por su combinación de propiedades mecánicas, térmicas y químicas. Estas propiedades lo convierten en un material muy versátil que se utiliza en una amplia variedad de industrias. En la tabla 9 se muestra a detalles estas propiedades.

Tabla 9

Propiedades del ABS

	Resistencia a la tensión (MPa)	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia el impacto (J/m)	Porcentaje de elongación (%)	Densidad (kg/cm ³)
ABS Plus	49	2,90	116	20	1,20
ABS Natural	41 – 45	2,34	210	25	1,04

Nota. En esta tabla conocemos 2 tipos de ABS con sus respectivas propiedades.

La estructura del ABS como se muestra en la figura 31, es una mezcla de un copolímero vítreo y un material compuesto elástico, predominantemente basado en el polímero de butadieno. La estructura con la fase elastómera del polibutadieno (forma de burbujas) inmersa en una dura y rígida matriz SAN. (Marc Massó, s. f.)

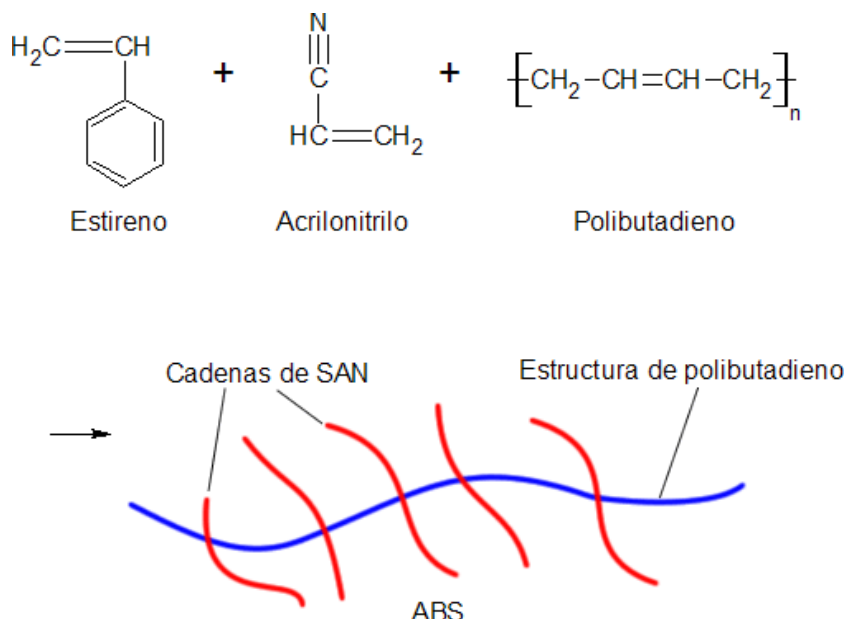


Figura 31 . Estructura química del Acrilonitrilo – Butadieno – Estireno.(Marc Massó, s.f.)

5.11.8.PETG (Polietileno Tereftalato Glicol)

Este copolímero diseñado combina los beneficios del PET con una mayor flexibilidad y resistencia al impacto. Es un poliéster termoplástico, producido químicamente mediante la policondensación de etilenglicol y ácido tereftálico, con modificaciones realizadas con glicol. A escala molecular, estas modificaciones crean segmentos más flexibles dentro de la cadena del polímero, lo que da lugar a un material caracterizado por una mayor tenacidad y una mejor resistencia a la fractura. Sus propiedades (mecánicas, térmicas y químicas) como se observan en la figura 32, lo hacen adecuado para una amplia gama de usos, que van desde el envasado de alimentos hasta la producción de componentes automotrices. Con su transparencia, resistencia a los rayos UV y barrera eficaz contra los gases, constituye una excelente opción para productos que necesitan visibilidad y protección. Sin embargo, su temperatura de deformación bajo carga es menor en comparación con el PET, lo que restringe su aplicación en ambientes de alta temperatura.

Propiedades	Método de Prueba	Valor	Unidades
Físicas			
Densidad	ISO 1183	1,27	g/cm ³ *
Absorción de humedad (24 horas a 23°C)	ISO 62-4	<0,2	%
Solubilidad en agua	DIN 53122	Indisoluble	%
Mecánicas			
Resistencia de tensión a la fluencia	ISO 527	>50	Mpa
Resistencia de tensión a la rotura	ISO 527	>25	Mpa
Módulo de flexión	ISO 178	2100	Mpa
Prueba de impacto Izod con muesca	ISO 180/1A	9	J/m
Dureza Rockwell (escala R)	-	115	J/m
Ópticas			
Índice de refracción	ASTM D 542	1,57	%
Térmicas			
Temperatura de reblandecimiento Vicat	ISO 306(B)	82	°C
Coefficiente de expansión térmica	ISO 75-2	0,068	mm/m°C
Intervalo de temperaturas de servicio	-	-20 a +60	°C
Eléctricas			
Resistencia dieléctrica	IEC 60243-1	16	Kv/mm
Resistividad superficial	IEC 60093	10 ¹⁰	

Figura 32 Propiedades del PETG. («PETG – Polietilentereftalato modificado con glicol», 2017)

5.11.9.TPU (Poliuretano Termoplástico)

El TPU (*Thermoplastic Polyurethane*) es una variedad más de las muchas que tiene el poliuretano. Es un elastómero termoplástico procesable por fusión con una excelente flexibilidad, durabilidad y resistencia a la abrasión. Se conforma como el resto de termoplásticos, por moldeo por inyección, moldeo por soplado y por extrusión.(Technology, s.f.)

En cuanto a las aplicaciones, es un material que podemos encontrar en muebles, automóviles (partes de carrocería, relleno de elementos para su insonorización, puertas, alfombrillas, reposacabezas, volantes, asientos, etc.), calzado, adhesivos, pinturas, fibras textiles elásticas, ruedas, carcasas de teléfonos móviles, recubrimiento de cables, material de uso deportivo, accesorios y componentes de maquinaria, mangueras, piezas eléctricas, artículos para agricultura, ganadería y pesca, etc.(Technology, s.f.)

5.11.10. Composición del TPU

El poliuretano termoplástico se obtiene de la reacción de polioles (de base poliéster, base poliéter o policarbonato), diisocianatos y dioles de cadena corta. A estos se les pueden

sumar aditivos para lograr propiedades especiales, como se observa en la figura 33. Con la combinación de todos los elementos se logra una amplia gama de durezas y propiedades mecánicas. Asimismo, el TPU tiene secuencias alternas de segmentos duros y blandos, algo que se traduce en una alta adaptabilidad. Al manipular la proporción de estos segmentos se obtienen distintas variedades de dureza. A más segmentos duros, el TPU será más rígido. (Technology, s.f.)

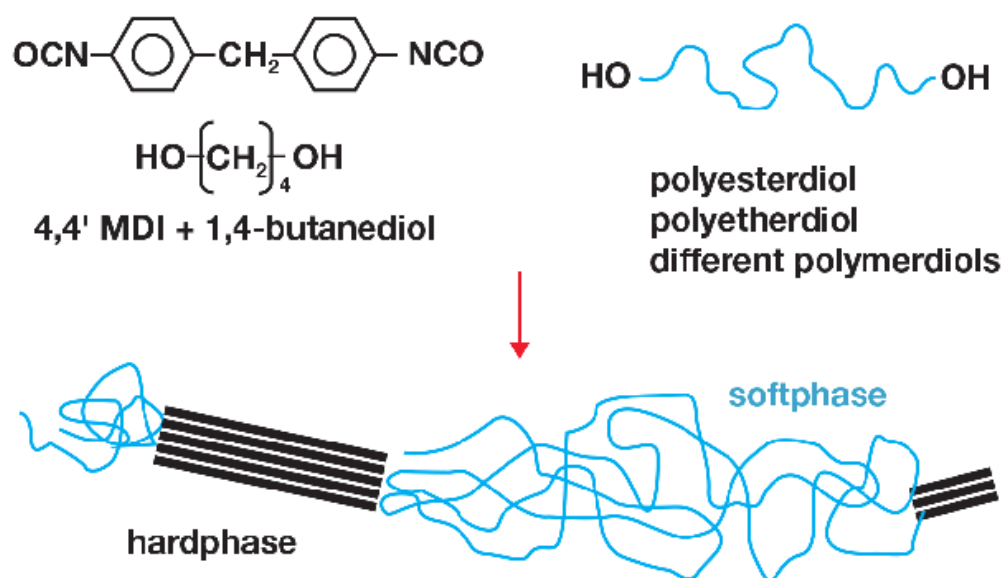


Figura 33 Estructura química del TPU. (Koslen, s.f.)

5.12. Diseño del prototipo

5.12.1. Diseño Ergonómico

Se procedió al diseño del guante exoesquelético, asegurando un ajuste ergonómico que permitiera un uso prolongado sin causar incomodidad al usuario. Para implementarlo, se consideró principios ergonómicos fundamentales, tales como la adaptación a la morfología de diferentes tamaños y formas de la mano, la distribución uniforme de presión en puntos clave para evitar dolor o fatiga, y el uso de materiales ligeros que reduzcan la acumulación de calor. Además, el diseño empleó un análisis

antropométrico detallado para garantizar que el guante se adapte a una amplia gama de usuarios, proporcionando un soporte adecuado sin restringir los movimientos naturales de la mano.

5.12.2.Prototipado

Se empleó la impresión 3D utilizando PLA para desarrollar las partes físicas del guante. Esta tecnología permitió iterar rápidamente en el diseño, ajustando el tamaño y la forma para optimizar la funcionalidad y la comodidad.

El diseño fue desarrollado empleando el software de ingeniería SOLIDWORKS, que facilita el progreso del proyecto gracias a sus interfaces y herramientas de desarrollo. Esto permite generar con relativa facilidad los 20 componentes que constituyen el mecanismo, sumando un total de 72 elementos que conforman el exoesqueleto. Algunas partes se fabricarán mediante impresión 3D, y la selección de los materiales se realizará considerando la ergonomía de la mano, dado que los movimientos de flexión y extensión pueden causar dolor y rigidez. Se eligió resina para imprimir los componentes que actuarán como ligamentos, ya que este material ofrece una combinación de ligereza y flexibilidad superior, permitiendo un movimiento más fluido y adaptable durante la flexión. Además, la resina proporciona una alta resistencia al desgaste, lo que es crucial para los componentes que soportan movimientos repetidos y flexibles. Para la parte dorsal del exoesqueleto, se utilizará PLA debido a su resistencia a la humedad y otras características beneficiosas.

5.12.3.Desarrollo de la Aplicación Móvil

Se desarrolló una aplicación móvil para permitir un acceso más sencillo y conveniente al guante exoesquelético desde cualquier tipo de dispositivo móvil. La

aplicación fue diseñada con una interfaz intuitiva y amigable, lo que facilita a los usuarios la activación y desactivación del guante, así como la gestión de sus diversas funciones. Esta herramienta tiene como objetivo mejorar la accesibilidad y el control del dispositivo, asegurando que los usuarios, independientemente de su experiencia técnica, puedan manejar el guante de manera eficiente y sin complicaciones.

5.13. Desarrollo e integración

5.13.1.Montaje del Prototipo

Se procedió al ensamblaje de los componentes físicos, electrónicos y de software en un prototipo funcional. Esto incluyó la integración del microcontrolador Arduino Uno, los actuadores, los sensores, y una pantalla LCD, la cual se utiliza para mostrar mensajes de encendido y apagado del dispositivo.

5.13.2.Programación y Configuración

Se programó el software que controla las funciones del guante, incluyendo la interfaz con la aplicación móvil y la comunicación con la pantalla LCD. La programación se realizó en el entorno de desarrollo de Arduino, asegurando una respuesta eficiente del guante a los comandos del usuario.

5.14. Pruebas y evaluación

5.14.1.Pruebas de Rendimiento

Se llevaron a cabo pruebas rigurosas para evaluar la precisión y fiabilidad del guante exoesquelético. Estas pruebas incluyeron la verificación de la capacidad del guante para replicar los movimientos deseados y la respuesta a los comandos emitidos desde la aplicación móvil.

5.14.2.Pruebas de Seguridad y Cumplimiento Normativo

Se realizaron pruebas para garantizar que el guante cumpliera con las normativas de seguridad aplicables, y que su uso prolongado no representara riesgos para el usuario.

5.14.3.Evaluación de Ergonomía y Usabilidad

Se realizó una evaluación ergonómica del guante, verificando que el diseño fuera cómodo y fácil de usar. Esta evaluación incluyó pruebas de uso en escenarios reales para asegurar que el dispositivo cumpliera con las expectativas de los usuarios en términos de funcionalidad y comodidad.

5.15. Optimización y ajustes finales

5.15.1.Análisis de Resultados

Se analizaron los resultados de las pruebas realizadas, identificando áreas de mejora tanto en el diseño como en la funcionalidad del guante.

5.15.2.Optimización del Prototipo

Basado en el feedback recibido, se realizaron ajustes finales en el prototipo para maximizar su eficacia, funcionalidad y comodidad. Se refinó tanto el hardware como el software, incluyendo la interfaz de la aplicación móvil y la funcionalidad de la pantalla LCD.

6. ANÁLISIS

El desarrollo de un prototipo de guante exoesqueleto automatizado tiene como objetivo crear un dispositivo que proporcione apoyo y asistencia en el ámbito de la rehabilitación de la mano mediante servomotores controlados a través de una aplicación móvil. El diseño incluye un único servomotor que controla los movimientos de todos los dedos, lo que ayuda a optimizar el rendimiento del dispositivo y reducir la complejidad de este. La aplicación móvil desarrollada permite una comunicación perfecta con el guante, lo que garantiza un control preciso del servomotor y proporciona al usuario una interfaz intuitiva.

6.1. Sistema Estructural

El guante exoesquelético automatizado fue diseñado para ser simple y eficiente en su diseño estructural, manteniendo al mismo tiempo la resistencia y comodidad necesarias para un uso a largo plazo. El exoesqueleto está fabricado con materiales livianos que permiten un ajuste cómodo sin afectar la funcionalidad del dispositivo.

6.1.1. Diseño del armazón

Para el armazón del exoesqueleto, se eligió usar PLA (ácido poliláctico), un material termoplástico derivado de recursos renovables que proporciona una excelente relación entre resistencia y ligereza. Este diseño permite que el exoesqueleto se ajuste a la forma natural de la mano como se observa la figura 34, facilitando tanto la movilidad como el confort del usuario. El armazón incluye soporte adicional en áreas críticas, como las falanges y las articulaciones metacarpofalángicas, para asegurar que el movimiento de los dedos sea natural y sin restricciones.

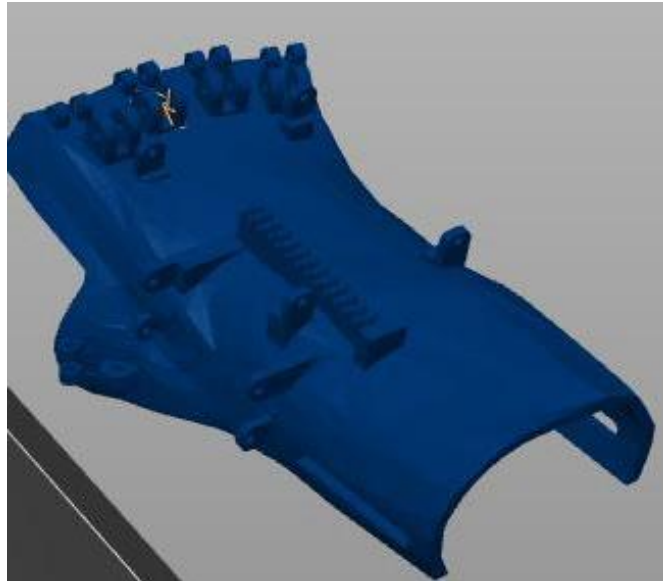


Figura 34 Diseño de armazón. (Autor propio)

El diseño del armazón del guante exoesquelético incluye una cuidadosa consideración de las falanges y las articulaciones para replicar de manera precisa el movimiento natural de la mano humana. Cada componente del exoesqueleto ha sido desarrollado para garantizar una alineación y articulación adecuadas, proporcionando un rango completo de movimiento a cada dedo.

Las falanges del exoesqueleto están diseñadas para imitar la estructura anatómica de los huesos de los dedos de la mano. Cada falange del exoesqueleto se fabrica utilizando PLA como se puede observar en la figura 35, lo que permite una construcción ligera pero robusta. El diseño de cada falange incluye curvaturas específicas y grosores que coinciden con las dimensiones naturales de las falanges humanas, asegurando que los movimientos de flexión y extensión sean naturales y cómodos para el usuario.

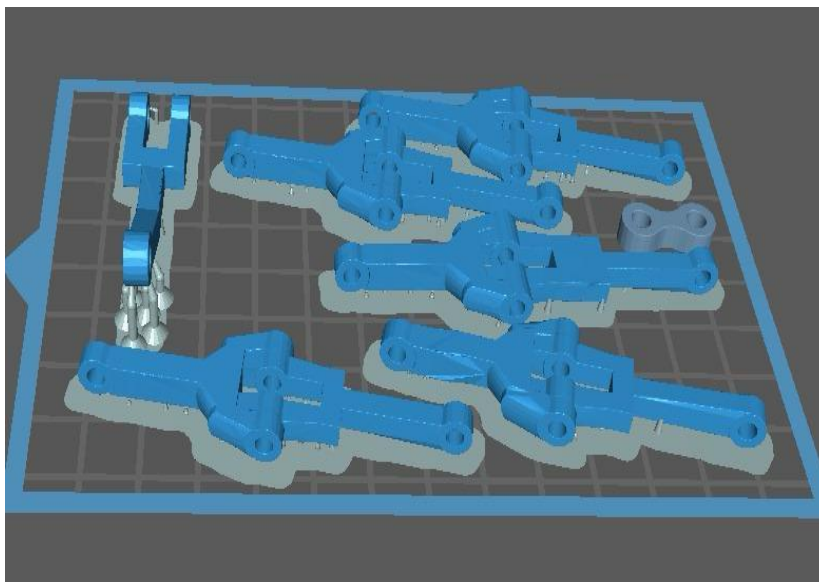


Figura 35 Estructura anatómica. (Autor propio)

Además, las falanges están articuladas mediante bisagras de baja fricción vista en la figura 36, lo que facilita movimientos suaves y controlados. Esta configuración cinemática optimiza la transmisión de fuerza desde el servomotor, asegurando una sincronización precisa en el movimiento de cada dedo.

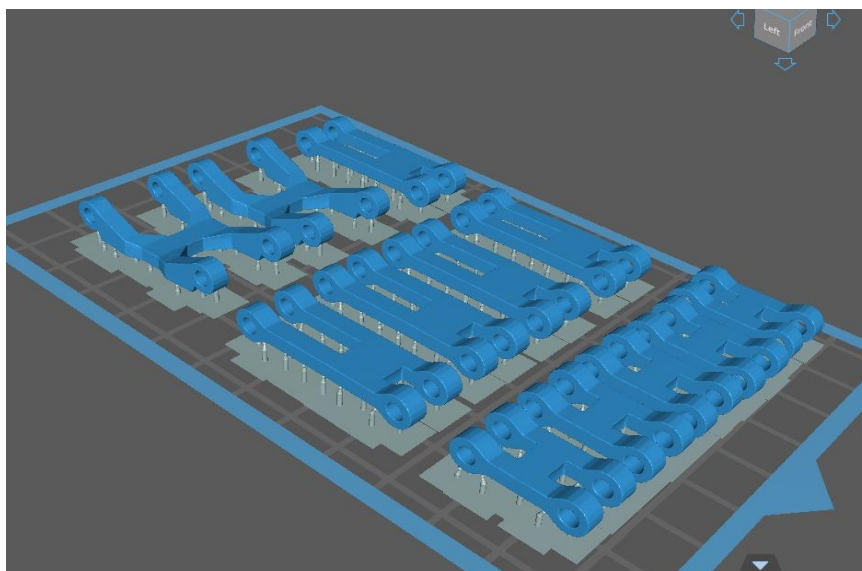


Figura 36 Diseño de falanges. (Autor propio)

6.2. INTEGRACIÓN DEL SISTEMA ESTRUCTURAL

Cómo se observa en la figura 37, la integración del sistema estructural del guante exoesquelético automatizado requirió una meticulosa coordinación de componentes mecánicos, electrónicos y de software. Este proceso fue fundamental para garantizar que el dispositivo ofreciera un soporte preciso y eficiente en la movilidad de los dedos en aplicaciones de rehabilitación.



Figura 37 Integración de todas las partes del prototipo. (Autor propio)

El diseño del guante exoesquelético priorizó una ergonomía apropiada, adaptándose a diversas morfologías de la mano y evitando puntos de presión. Además, se integraron canales internos para el cableado, optimizando la distribución de los componentes electrónicos y garantizando una movilidad fluida y sin restricciones.

6.3. Elaboración de partes

Para la fabricación de las piezas, se empleó la técnica de impresión 3D utilizando PLA. Este método permitió materializar rápidamente el diseño y obtener componentes con alta precisión geométrica.

Cómo se observa en todas las componentes del proyecto fueron fabricadas mediante esta tecnología, lo que permitió iterar rápidamente en el diseño y obtener prototipos funcionales. A continuación, se muestra parte del proceso del desarrollo de las partes.

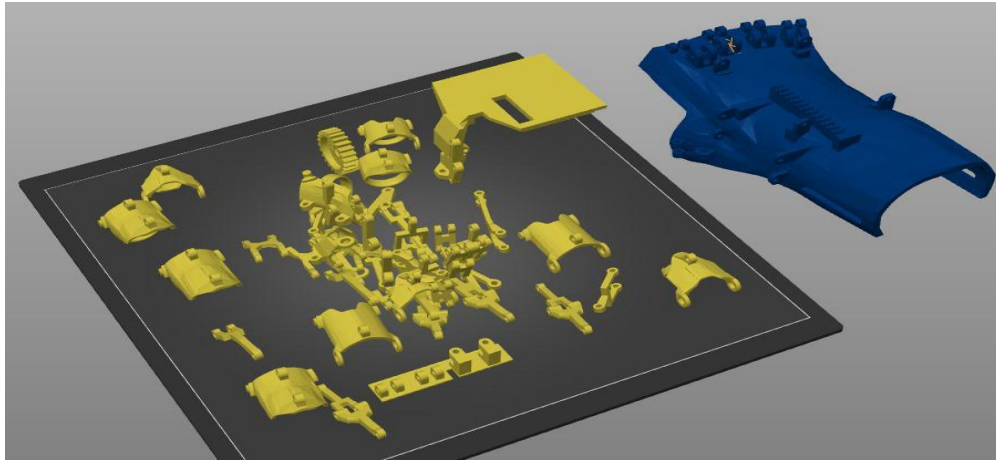


Figura 38 Proceso de desarrollo de partes. (Autor propio)

Se inició el proceso de fabricación de las piezas que conforman el esqueleto del dedo, incluyendo las partes de sujeción de las falanges media y proximal, la pieza de conexión intermedia y los soportes del servomotor. Todas las piezas fueron impresas utilizando PLA y la impresora 3D mostrada en la Figura 39. Posteriormente, se realizó un post-procesamiento de las piezas, consistente en la eliminación del material de soporte y una limpieza superficial para garantizar la precisión dimensional y la calidad de las superficies cómo se observa en la figura 40.



Figura 39 Proceso de impresión 3D. (Autor propio)



Figura 40 Parte impresa. (Autor propio)

Durante el proceso de impresión, se presentaron dificultades relacionadas con el acabado superficial de las piezas, especialmente aquellas de menor tamaño. La baja resolución de la impresión y la presencia de estrías dificultaron el correcto acoplamiento de los componentes, lo que complicó significativamente el ensamblaje final del prototipo.

6.4. Programación del prototipo

Este programa permite manejar un motor servo a distancia mediante una conexión Bluetooth y muestra información relevante en una pantalla LCD. El código implementa un sistema de control remoto para un servomotor, utilizando una interfaz inalámbrica Bluetooth y una pantalla de cristal líquido para visualización. A continuación, se detalla el propósito y funcionamiento de cada sección del código:

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Servo.h>|
```

Figura 41 Inclusión de bibliotecas. (Autor propio)

Cómo se observa en la figura 41, el código se basa en un conjunto de bibliotecas esenciales para su funcionamiento: “Wire.h” facilita la comunicación I2C, protocolo utilizado para conectar la placa microcontroladora con la pantalla LCD. “LiquidCrystal_I2C.h”, por su parte, proporciona las funciones específicas para controlar la pantalla LCD a través de esta interfaz I2C. SoftwareSerial.h permite establecer una comunicación serial por software con el módulo Bluetooth, lo que habilita el control remoto del sistema. Finalmente, Servo.h ofrece las herramientas necesarias para manejar el servomotor, generando las señales PWM requeridas para su posicionamiento

```

Servo myservo;
int PINSERVO = 3;    //Se deja el pin 3 para el servomotor
int PULSOMIN = 500;  //Se
int PULSOMAX = 1380;
bool ciclosActivos = false;

int numCycles = 5; // Ejemplo: define el número de ciclos inicial

SoftwareSerial Bluetooth(0, 1); // RX, TX

// Dirección I2C del módulo LCD, puede variar según la configuración
#define I2C_ADDRESS 0x27
// Inicializa el objeto para la pantalla LCD 16x2 con el módulo I2C
LiquidCrystal_I2C lcd(I2C_ADDRESS, 16, 2);

```

Figura 42 Definición de variables y objetos. (Autor propio)

Cómo se hace mención en la figura 42, se declaran variables y objetos clave para el funcionamiento del sistema. La variable `myservo` instancia un objeto de la clase `Servo`, encargado de controlar el movimiento del servomotor conectado al pin definido por la constante `PINSERVO`. Las constantes `PULSOMIN` y `PULSOMAX` establecen los límites de la señal PWM que se enviará al servomotor para definir su rango de movimiento. La variable “`ciclosActivos`” se utiliza como un indicador de estado para gestionar diferentes secuencias de control. Además, se inicializa la comunicación serial con el módulo Bluetooth y se configura la pantalla LCD, especificando su dirección I2C para una correcta interacción.

```

21 void setup() {
22     Serial.begin(38400); // Inicializamos la comunicación serial para el monitor serie
23     myservo.attach(PINSERVO, PULSOMIN, PULSOMAX);
24     Bluetooth.begin(38400);
25
26     // Inicializar la pantalla LCD
27     lcd.init();
28     // Encender la retroiluminación
29     lcd.backlight();
30     // Mostrar mensaje de inicio en la pantalla LCD
31     lcd.setCursor(0, 0);
32     lcd.print("Bienvenido!");
33 }

```

Figura 43 Configuración inicial. (Autor propio)

Cómo se observa en la figura 43, en la función “setup()”, se llevan a cabo las configuraciones iniciales del sistema. Se establece la comunicación serial a una velocidad de 38400 baudios para permitir la interacción con el módulo Bluetooth. A continuación, se configura el servomotor, asociándolo al pin digital especificado y estableciendo los límites de su rango de movimiento mediante los valores PULSOMIN y PULSOMAX. Por esta razón, se inicializa la comunicación I2C con la pantalla LCD, se activa su retroiluminación y se muestra un mensaje de bienvenida en la pantalla, indicando el correcto inicio del sistema.

```

35 void loop() {
36     // Verificar si el Bluetooth está conectado
37     if (Bluetooth.available()) {
38         char command = Bluetooth.read();
39         // Recibe comando textuales de I o D para tomar una accion
40         if (command == 'I') {
41             iniciarCiclos();
42         } else if (command == 'D') {
43             detenerCiclos();
44         }
45     }
46 }

```

Figura 44 Bucle principal. (Autor propio)

La función “loop()” actúa como el cerebro del programa, ejecutando continuamente las instrucciones necesarias para mantener el sistema en funcionamiento. En cada iteración del bucle, se verifica si se ha recibido algún comando a través del módulo Bluetooth. Si se detecta un nuevo comando, se lee y se interpreta para determinar la acción a realizar. Dependiendo del comando recibido, se inicia o se detiene el movimiento cíclico del servomotor, lo que permite un control en tiempo real del sistema.

```

49 void iniciarCiclos() {
50     if (!ciclosActivos) {
51         ciclosActivos = true;
52         // Ejecutar los ciclos del servo motor aquí, esto es un contador
53         for (int i = 0; i < numCycles; i++) {
54             myservo.write(0);
55             delay(1000);
56             myservo.write(90);
57             delay(1000);
58         }
59         // Mostrar mensaje en la pantalla LCD
60         lcd.setCursor(0, 1);
61         lcd.print("Ciclos iniciados");
62         Serial.println("Ciclos iniciados"); // Enviamos un mensaje al monitor serie
63     }
64 }
65
66 void detenerCiclos() {
67     // Detener los ciclos del servo motor aquí
68     ciclosActivos = false;
69     // Mostrar mensaje en la pantalla LCD
70     lcd.setCursor(0, 1);
71     lcd.print("Ciclos detenidos");
72     Serial.println("Ciclos detenidos"); // Enviamos un mensaje al monitor serie
73 }

```

Figura 45 Funciones de control. (Autor propio)

Las funciones “iniciarCiclos()” y “detenerCiclos()” se encargan de controlar el movimiento repetitivo del servomotor. La función “iniciarCiclos()” inicia un ciclo en el que el servomotor se mueve de forma oscilatoria entre los 0 y los 90 grados, con una pausa de 1 segundo entre cada movimiento. Durante este proceso, se muestra información en la pantalla LCD y en el monitor serial para indicar el estado del sistema. Por otro lado, la

función “detenerCiclos()” interrumpe el movimiento del servomotor y actualiza la pantalla LCD y el monitor serial para reflejar que los ciclos se han detenido. (Figura 45)

6.5. Programación del motor

El código controla un servomotor utilizando la biblioteca Servo.h en un entorno de Arduino. A continuación, se describe cada sección del código:

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

Figura 46 Biblioteca Servo.h. (Autor propio)

La biblioteca Servo.h proporciona una interfaz de programación de bajo nivel (API) para el control preciso de servomotores RC en plataformas Arduino. Esta API encapsula la generación de señales PWM necesarias para posicionar el eje del servomotor dentro de un rango angular predefinido. (Figura 46)

```
5  Servo myServo; // Crear un objeto de tipo Servo
```

Figura 47 Objeto myservo. (Autor propio)

Se instancia un objeto myServo de la clase Servo, encapsulando así la funcionalidad necesaria para controlar el servomotor conectado a la placa Arduino. La biblioteca Servo.h proporciona una interfaz de programación (API) que permite manipular las propiedades y métodos del objeto myServo para lograr el movimiento deseado del servomotor. (Figura 47)

```
7  void setup() {
8      myServo.attach(3); // Adjuntar el servo al pin 3
9
10 }
11
```

Figura 48 Configuración setup(). (Autor propio)

En la función “setup()”, se establece una instancia de la clase Servo asociada al pin digital 3. Mediante el método “attach(3)”, se configura el pin como salida digital con modulación por ancho de pulso (PWM), permitiendo así el control preciso de la posición angular del servomotor.

```

12 void loop() {
13     // Girar el servo a la posición 0 grados
14     myServo.write(0);
15     delay(2000); // Esperar 1 segundo
16
17     // Girar el servo a la posición 180 grados
18     myServo.write(90);
19     delay(2000); // Esperar 1 segundo
20 }
21

```

Figura 49 Bucle. (Autor propio)

Cómo se puede observar en la figura 49. Se generan secuencialmente señales PWM correspondientes a 0 y 90 grados, posicionando el servomotor en cada ángulo y estableciendo una pausa de 2 segundos entre cada movimiento.

6.6. Aplicación móvil

La aplicación móvil actúa como interfaz humano-máquina, proporcionando un control intuitivo y en tiempo real del guante exoesquelético. A través de esta interfaz, el usuario puede emitir comandos al servomotor y visualizar datos telemétricos del dispositivo, estableciendo así un lazo de control cerrado. A continuación, se detallan las funcionalidades y características de la aplicación:

6.6.1. Control del servomotor

La aplicación móvil actúa como un controlador lógico, permitiendo al usuario activar o desactivar las funciones principales del sistema exoesquelético. Mediante comandos simples, el usuario puede iniciar o detener los ciclos de movimiento del guante, los cuales son ejecutados por el servomotor.

6.6.2. Conexión bluetooth

Gracias a la tecnología Bluetooth, la aplicación establece una conexión inalámbrica estable y de bajo consumo energético con el guante exoesquelético. Esta conexión permite un control remoto preciso y la monitorización continua del estado del dispositivo, brindando al usuario una experiencia de uso fluida y eficiente.

6.6.3. Interfaz para el usuario

La interfaz de usuario, diseñada con una filosofía centrada en el usuario, presenta botones intuitivos y claramente identificados para iniciar y detener los movimientos del guante exoesquelético. Esta simplicidad garantiza una curva de aprendizaje mínima, permitiendo que usuarios de cualquier perfil tecnológico puedan operar el dispositivo de manera eficaz y segura.

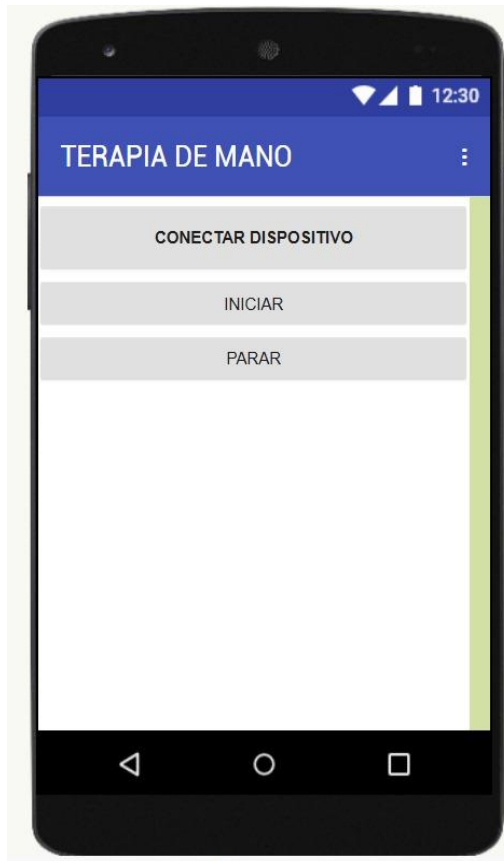


Figura 50 Interfaz intuitiva. (Autor propio)

6.7. Montaje del guante exoesquelético

6.7.1. Preparación y verificación de componentes

La fase inicial del ensamblaje del prototipo consistió en una rigurosa inspección de los componentes, con especial atención a las piezas fabricadas mediante impresión 3D. Se verificó la dimensionalidad y tolerancia de las piezas, como las sujeciones de las falanges y los conectores intermedios cómo se observa en la figura 51, para garantizar un ajuste preciso y evitar interferencias mecánicas durante el funcionamiento. Paralelamente, se realizaron pruebas de funcionamiento de los componentes electrónicos, incluyendo el servomotor, a fin de validar su integridad antes de proceder al montaje.



Figura 51 Falanges y conectores medios. (Autor propio)



Figura 52 Servomotor. (Autor propio)

6.7.2. Ensamblaje estructural

Durante el ensamblaje, se priorizó la alineación precisa de las sujeciones de las falanges, asegurando una movilidad natural y fluida de los dedos vista en la figura 53. El marco estructural resultante sirve como base para la integración de los componentes electrónicos y actuadores.

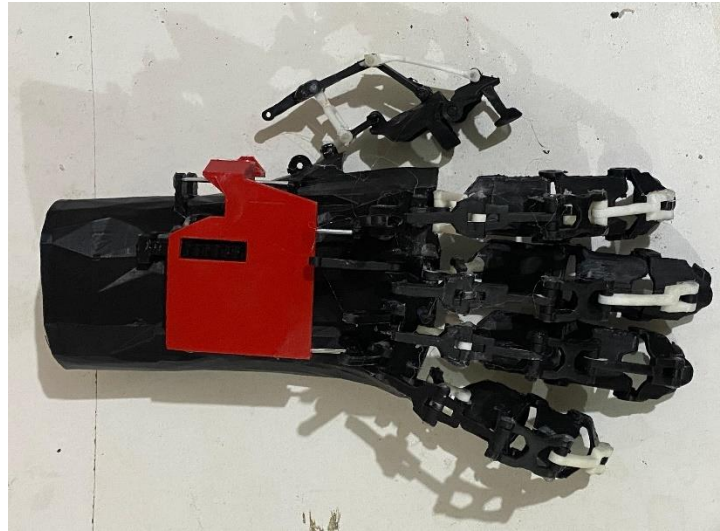


Figura 53 Ensamblaje estructural. (Autor propio)

6.7.3. Optimización y ajustes finales

Con el objetivo de maximizar la eficacia del guante exoesquelético, se llevaron a cabo una serie de ajustes. Estos incluyeron la calibración precisa del servomotor para garantizar movimientos suaves y controlados, la optimización de la tensión en las sujeciones de los dedos para evitar puntos de presión y molestias al usuario, y la refinación de la interfaz de usuario de la aplicación móvil para facilitar su manejo vista en la figura 54.

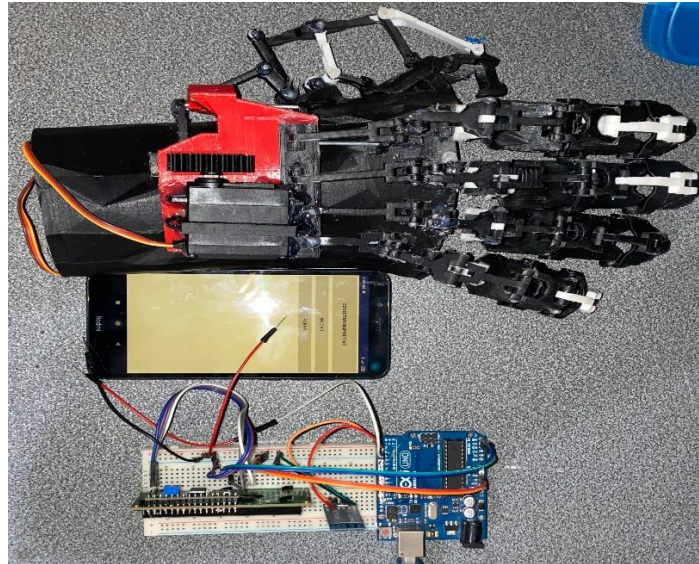


Figura 54 Montaje de prototipo. (Autor propio)

6.7.4. Resultados montaje de prototipo

El montaje del prototipo exoesquelético resultó en un dispositivo funcional y ergonómico que cumple con los objetivos de diseño. Las pruebas de usuario demostraron que el guante proporciona un control preciso y seguro de los movimientos de los dedos, lo que hace adecuado para su uso en procesos de rehabilitación y actividades ergonómicas. El éxito del montaje también ha permitido identificar mejoras potenciales para futuras versiones del prototipo, enfocadas en aumentar la durabilidad y mejorar la integración de los componentes electrónicos.

7. RESULTADOS

En este apartado abordamos todos los costos de materiales, componentes electrónicos e impresión 3D.

Tabla 10

Costos componentes electrónicos

Componentes electrónicos	Costos
Arduino Nano	\$12
Servomotor MG996R	\$27
Modulo Bluetooth HC-06	\$16
Placa	\$0,50
Cables	\$0,50
Bocina	\$1,50
Pantalla LCD +I2C	\$9
Total (+5%)	\$66,5

Nota. Bajo un análisis de mercado se llegó a precios más accesibles.

Tabla 11

Costos materiales

Materiales	Costos
Cautín	\$20
Estaño	\$15
Pasta de soldar	\$5

Brujita	\$0,40
Cinta aislante	\$0,50
Total (20%)	\$40,9

Nota. Herramientas por utilizar para el armado.

Tabla 12

Costo método de impresión

Método de impresión	Costo
Impresión 3D	\$80
Total	\$80

Nota. Costo de fabricación del exoesqueleto.

En la estimación de los costos del prototipo del exoesqueleto de mano, se ha optado por excluir el valor de la mano de obra propia. El cálculo se ha limitado a cuantificar exclusivamente el costo de los materiales utilizados en su fabricación.

Tabla 13

Costo total del prototipo

Prototipo de guante exoesquelético	Costo
Componentes eléctricos	\$66,5
Materiales	\$40,9
Método de impresión	\$80
Total, neto	\$187,4

Nota. Valores exactos para el prototipo.

8. CONCLUSIONES

La selección de materiales como la resina para las partes móviles del guante y PLA para las partes estructurales refleja un enfoque cuidadoso hacia la ergonomía y funcionalidad del dispositivo. Estos materiales, además de proporcionar la resistencia y flexibilidad necesarias para el movimiento, también asegura la bio adaptabilidad del dispositivo y garantiza la comodidad del usuario, lo cual es crucial para su aceptación y uso prolongado.

La implementación de una aplicación móvil en Android para el uso del guante exoesquelético permite que sea intuitivo y accesible para una amplia gama de usuarios, independientemente de su experiencia técnica. La posibilidad de ajustar y controlar el guante desde un dispositivo móvil mejora significativamente la experiencia del usuario, facilitando la concienciación y la personalización de las terapias de rehabilitación.

La investigación acerca de los biomateriales en conjunto con la información estudiada acerca de los movimientos motrices de la mano permitió el desarrollo de un prototipo que cumpla criterios de ergonomía, sustentable frente a las limitaciones económicas y funcional gracias a los conceptos de perspectivas de rehabilitación parcial. Estas características, convierten a este proyecto en una alternativa futura accesible, tanto económica como tecnológica.

El diseño modular y la capacidad de actualización del guante exoesquelético abren la puerta a futuras innovaciones que mantengan los conceptos de perspectivas de rehabilitación parcial y abordaje ergonómico, permitiendo convertir este prototipo en un dispositivo final que cumpla alto estándares de calidad y seguridad para sus usuarios.

El desarrollo del prototipo de guante exoesquelético permitió evaluar su funcionalidad y eficacia en contexto de rehabilitación parcial. Los análisis realizados validan la integración de principios ergonómicos en el diseño y demuestran un control preciso y eficiente a través de la aplicación móvil. Los resultados indican que el prototipo ofrece un soporte adecuado para la rehabilitación parcial de la mano, destacándose como una herramienta potencialmente valiosa.

9. RECOMENDACIONES

Para maximizar el potencial clínico del guante exoesquelético, se recomiendan una implementación de materiales más flexibles y duraderos, así como la incorporación de sensores adicionales estos permitirán un ajuste más personalizado y una mayor precisión en el seguimiento del movimiento. En este sentido, la optimización del sistema de control y la ampliación de la compatibilidad de la aplicación móvil facilitarán su integración en entornos clínicos diversos. Estudios clínicos a gran escala son necesarios para evaluar la eficacia del dispositivo en diferentes poblaciones de pacientes y establecer protocolos de rehabilitación parcial.

Para optimizar la funcionalidad y la versatilidad del guante exoesquelético, se propone mejorar el sistema de control. La implementación de un servomotor por cada dedo, junto con la incorporación de sensores adicionales y el desarrollo de algoritmos de control adaptativos, a su vez permitiendo una articulación más fina, una mayor precisión y una personalización avanzada. Además, la mejora de la interfaz de la aplicación móvil facilitaría la interacción del usuario y permitiría adaptar el dispositivo a diferentes necesidades y escenarios de rehabilitación.

Para consolidar la posición del guante exoesquelético como una herramienta eficaz en la rehabilitación, se propone una serie de acciones estratégicas. La expansión de la compatibilidad de la aplicación móvil a dispositivos iOS, junto con la realización de estudios clínicos a gran escala, permitirá evaluar la eficacia del dispositivo en diferentes contextos clínicos y establecer protocolos de rehabilitación parcial. Estos esfuerzos no solo ampliarán el alcance del dispositivo, sino que también proporcionarán una base sólida para

futuras investigaciones y desarrollos, asegurando así la evolución continua del guante exoesquelético y su adaptación a las necesidades de los usuarios.

Bibliografía

- Alonso, A., Sanchez, H., Espino Hurtado, P., De la Rosa Steinz, R., & Liptak, L. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. 13. Obtenido de <http://sid.usal.es/idocs/F8/8.2.6-5924/entrenador.pdf>
- Antonio Ramón Gómez García, P. M. (2017). Epidemiología de accidentes de trabajo en Ecuador basado en la base de datos de la Seguridad Social en los años 2014 - 2016. *Scientifica*.
- Bailey, S., & CNN. (12 de Mayo de 2021). CNN. Obtenido de A robotic 'Ironhand' could protect factory workers from injuries: <https://www.cnn.com/2021/05/12/world/ironhand-exoskeleton-glove-spc-intl/index.html>
- BIONICS, H. (s.f.). *Better gripping in case of hand paralysis - The exomotion® product series*. Obtenido de HKK Bionics - exomotion® Handorthese: <https://hkk-bionics.de/en/aids/>
- Bützer, T., Lambercy, O., Arata, J., & Gassert, R. (2021). Exoesqueleto blando accionado totalmente portátil para ayudar a agarrar en las actividades diarias. 128-148.
- C, L. S., S, A. R., & A, F. A. (2003). *Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones*. Cali: Universidad Del Valle.
- Carrillo, M. V. (2021). Introducción de Arduino. *Vida Científica Boletín Científico de la Escuela Preparatoria No. 4*, 1-5.
- Chang, S. R., Hofland, N., Chen, Z., Tatsuoka, C., Richards, L. G., Bruestle, M., . . . Naft, J. (2023). Myoelectric Arm Orthosis Assists Functional Activities: A 3-Month Home Use Outcome Report. *ScienceDirect*, 9.
- Claudia E González Pérez, R. S. (2001). Lesiones traumáticas de la mano. Estudio epidemiológico. *Artemisa*.
- FIRESTEIN, G. S. (2013). 69 - Etiology and Pathogenesis of Rheumatoid Arthritis. Kelley's Textbook of Rheumatology (Ninth Edition).
- García, D. F. (s.f.). UTILIDAD DE LA ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE. *Técnicas instrumentales diagnósticas y terapéuticas*, 5. Obtenido de <https://www.researchgate.net/>

- Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, O. M. (15 de Noviembre de 2024). Parte 4: “Ergonomía y psicología aplicada”. En *Temas específicos del Proceso Selectivo para ingreso en la Escala de Titulados Superiores del* (págs. 1-2). Madrid: INSST. Obtenido de <https://3dalia.com>
- Knaibl, D. P. (1951). LA REHABILITACION DE LA MANO LESIONADA. En *Congresos Uruguayos De Cirugía* (págs. 402 - 408).
- ROSBERG HE, C. K. (2003). What Determines the Costs of Repair and Rehabilitation of Flexor Tendon Injuries in Zone II? A Multiple Regression Analysis of Data from Southern Sweden. *Journal of Hand Surgery*, 106-112.
- Thomson, E. A., & Noticias, O. d. (7 de Junio de 2000). *Massachusetts Institute of Technology*. Obtenido de El robot MIT-Manus ayuda a la fisioterapia de víctimas de accidentes cerebrovasculares: <https://news.mit.edu/2000/manus-0607>
- Torres-San-Miguel, C. R. (Diciembre 2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Rev. Colomb. Biotecnol. Vol. XIII No. 2*, 18.
- Trabajo, I. N. (2021). Exoesqueletos I: Definición y clasificación. *Notas Técnicas de Prevención*. Ministerio de Trabajo y Economía Social , ESPAÑA.
- Aldana, E. A. E. (2021). EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y TORSIÓN DEL MATERIAL ÁCIDO POLILÁCTICO (PLA) MANUFACTURADO POR IMPRESIÓN 3D CON PATRÓN DE PANAL DE ABEJA Y PORCENTAJE DE RELLENO DEL 50% [UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE QUITO]. <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/20759/1/UPS%20-%20TTS471.pdf>
- ARDUINO. (2020, enero 6). Blog de Tecnologías. <https://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoblog/rsuagued/arduino/>
- BARRIOS, F. (2022, enero 17). DIATERMIA/TECARTERAPIA EN EL TRATAMIENTO LA ARTRITIS REUMATOIDE (AR). Therapy Global Solutions. <https://therapyglobalsolutions.com/2022/01/17/diatermia-tecarterapia-en-el-tratamiento-la-artritis-reumatoide-ar/>
- Carbonhand—Pouring Water. (2021, marzo 17). News Powered by Cision. <https://news.cision.com/bioservo-ab/i/carbonhand---pouring-water,c2889679>
- De la Cruz Sánchez, B., Arias-Montiel, M., & Lugo, E. (2018). Diseño y Construcción de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano. <https://doi.org/10.24254/CNIB.18.83>
- Entrenador.pdf. (s. f.). Recuperado 7 de agosto de 2024, de <https://sid-inico.usal.es/idocs/F8/8.2.6-5924/entrenador.pdf>

Evaluación y estiramiento del músculo extensor radial corto del carpo. (2016, noviembre 28). Estiramientos y Vendajes. <https://lorentzenfisioterapia.wordpress.com/2016/11/28/evaluacion-y-estiramiento-del-musculo-extensor-radial-corto-del-carpo/>

Fisioterapia, M. (2019, junio 26). Facultad de prensión de la mano. mirandafisioterapia. <https://www.mirandafisioterapia.com/post/facultad-de-prension-de-la-mano>

HKK-Bionics_Broschuere-fuer-Fachbetriebe-der-technischen-Orthopaedie_Gen2.pdf. (s. f.). Recuperado 27 de julio de 2024, de https://hkk-bionics.de/wp-content/uploads/HKK-Bionics_Broschuere-fuer-Fachbetriebe-der-technischen-Orthopaedie_Gen2.pdf

Iraheta, A. S. O., Flores, R. E. D., & Gamero, M. A. (2023). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN MOTORA DE MANO PARA PACIENTES AFECTADOS POR ARTROSIS. <https://repositorio.unitec.edu/bitstream/handle/123456789/12641/Dise%C3%B1o%20y%20construcci%C3%B3n%20de%20un%20prototipo%20de%20exoesqueleto%20de%20rehabilitaci%C3%B3n%20Motora%20de%20mano%20para%20pacientes%20afectados%20por%20artrosis.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

ISO 26800:2011(en), Ergonomics—General approach, principles and concepts. (s. f.). Recuperado 6 de julio de 2024, de <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:26800:ed-1:v1:en>

ISO-26800-2011.pdf. (s. f.). Recuperado 6 de julio de 2024, de <https://cdn.standards.iteh.ai/samples/42885/27d65cdc5d7a437da1680589fa7ba671/ISO-26800-2011.pdf>

Kapandji, I. A. (1998). Fisiología Articular: Esquemas Comentados de Mecánica Humana. Tomo I: Miembro Superior. Editorial Medica Panamerican.

Koslen. (s. f.). Introducción De TPU Estructura Química,TPU Características Y TPU Solicitud. Recuperado 19 de agosto de 2024, de https://es.tpupolymer.com/what-is-tpu-material_n7

Londoño, Y., Cortes, J. A., Fernández, M. E., Londoño, Y., Cortes, J. A., & Fernández, M. E. (2017). DISEÑO, CONSTRUCCION E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS PARA LA ENSEÑANZA DEL MOVIMIENTO RECTILÍNEO EN EL LABORATORIO. *Momento*, 55, 57-73. <https://doi.org/10.15446/mo.n55.66146>

López, D. M. Q. (s. f.). Arquitectura de la mano.

Los ocho huesos del carpo. (2017, octubre 3). <https://fisiosaludable-com.us9.cdn-alpha.com/publicaciones/articulos/209-los-ocho-huesos-del-carpo>

Mano – Clínica de Lesiones Deportivas. (s. f.). Recuperado 18 de agosto de 2024, de <https://clinicadelesionesdeportivas.com/especializacion/mano/>

Mano y muñeca (anatomía). (s. f.). Kenhub. Recuperado 27 de julio de 2024, de <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/mano-y-muneca>

Marc Massó. (s. f.). Estructura del ABS.

[https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/76406/Annex%20D%20ABS%20\(1\).pdf](https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/76406/Annex%20D%20ABS%20(1).pdf)

Mejía Flores, H. J. (2016). VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LAS IMPRESORAS 3D.

Revista Tecnológica, 30.

http://revistasbolivianas.umsa.bo/scielo.php?script=sci_abstract&pid=&lng=es&nrm=iso&tlng=

Morfología de manos y pies. (s. f.). Recuperado 18 de agosto de 2024, de

<https://www.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448180747.pdf>

PETG – Polietilentereftalato modificado con glicol. (2017, diciembre 18). el blog de IRPEN.

<https://irpen.wordpress.com/2017/12/18/petg-polietilentereftalato-modificado-con-glicol/>

Pundik, S., McCabe, J., Skelly, M., Salameh, A., Naft, J., Chen, Z., Tatsuoka, C., & Fatone, S.

(2022). Myoelectric Arm Orthosis in Motor Learning-Based Therapy for Chronic Deficits After Stroke and Traumatic Brain Injury. *Frontiers in Neurology*, 13, 791144.

<https://doi.org/10.3389/fneur.2022.791144>

¿Qué es la ergonomía? - Asociación Española de Ergonomía. (s. f.). Recuperado 6 de julio de 2024, de <http://www.ergonomos.es/ergonomia.php>

Radder, B., Prange-Lasonder, G. B., Kottink, A. I. R., Holmberg, J., Sletta, K., Van Dijk, M., Meyer, T., Melendez-Calderon, A., Buurke, J. H., & Rietman, J. S. (2019). Home rehabilitation supported by a wearable soft-robotic device for improving hand function in older adults: A pilot randomized controlled trial. *PLOS ONE*, 14(8), e0220544.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220544>

Ramirez, D. R., Ruiz Moreno, C. E., Nieto Bayona, M. Á., Torres, S. L. T. L., & Gómez Rueda, M. Á. (2020). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología/The Hand Anatomical Aspects I. Generalities, Osteology and Arthrology. *Morfología*, 12(1), 11-30.

<https://www.proquest.com/docview/2436142203/abstract/41E5F17715A64C3BPQ/1>

Technology, S. (s. f.). Poliuretano termoplástico, ¿conoces todas sus aplicaciones? Recuperado 19 de agosto de 2024, de <https://blog.synthesia.com/es/poliuretano-termoplastico-conoces-todas-sus-aplicaciones>

Tupac-Yupanqui, M., Vidal-Silva, C. L., Sánchez-Ortiz, A., Pereira, F., Tupac-Yupanqui, M., Vidal-Silva, C. L., Sánchez-Ortiz, A., & Pereira, F. (2021). Experiencias y beneficios del uso de Arduino en un curso de programación de primer año. *Formación universitaria*, 14(6), 87-96.

<https://doi.org/10.4067/S0718-500620210006000087>

Vidal-Silva, C., Lineros, M. I., Uribe, G. E., Olmos, C. J., Vidal-Silva, C., Lineros, M. I., Uribe, G. E., & Olmos, C. J. (2019). *Electrónica para Todos con el Uso de Arduino: Experiencias*

Positivas en la Implementación de Soluciones Hardware-Software. Información tecnológica, 30(6), 377-386. <https://doi.org/10.4067/S0718-07642019000600377>