



Universidad  
**Señor de Sipán**

**FACULTAD DE INGENIERIA ARQUITECTURA Y  
URBANISMO  
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA  
ELÉCTRICA**

**TESIS**

**DISEÑO DE PROTOTIPO MECÁNICO PARA  
REHABILITACIÓN DE MANO EN PERSONAS  
ADULTAS CON ENFERMEDADES  
DEGENERATIVAS Y/O SECUELAS DE  
ACCIDENTES**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA**

**Autor:**

**Bach. Pizarro Gamarra Jose Jesus Emanuel**

**ORCID: <https://orcid.org/0009-0004-3526-6746>**

**Asesor:**

**Mtro. Vives Garnique Juan Carlos**

**ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0988-9881>**

**Línea De Investigación:**

**Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente**

**Pimentel – Perú**

**2024**

**DISEÑO DE PROTOTIPO MECÁNICO PARA REHABILITACIÓN DE MANO  
EN PERSONAS ADULTAS CON ENFERMEDADES DEGENERATIVAS Y/O  
SECUELAS DE ACCIDENTES**

**Aprobación del jurado**

---

**Dra. GASTIABURU MORALES SILVIA YVONE**

**Presidente del Jurado de Tesis**

---

**MsC. ROJAS CORONEL ANGEL MARCELO**

**Secretario del Jurado de Tesis**

---

**Mtro. VIVES GARNIQUE JUAN CARLOS**

**Vocal del Jurado de Tesis**


**DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD**

Quien suscribe la DECLARACIÓN JURADA, soy **egresado (s)** del Programa de Estudios de **Ingeniería Mecánica Eléctrica** de la Universidad Señor de Sipán S.A.C, declaro bajo juramento que soy autor del trabajo titulado:

**DISEÑO DE PROTOTIPO MECÁNICO PARA REHABILITACIÓN DE MANO EN PERSONAS ADULTAS CON ENFERMEDADES DEGENERATIVAS Y/O SECUELAS DE ACCIDENTES**

El texto de mi trabajo de investigación responde y respeta lo indicado en el Código de Ética del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Señor de Sipán, conforme a los principios y lineamientos detallados en dicho documento, en relación con las citas y referencias bibliográficas, respetando el derecho de propiedad intelectual, por lo cual informo que la investigación cumple con ser inédito, original y autentico.

En virtud de lo antes mencionado, firman:

Bach. Pizarro Gamarra José Jesús Emanuel	DNI: 74576681	
---	---------------	---

Pimentel, 15 de enero de 2024.

## **DEDICATORIA**

Dedico la presente tesis a mi madre, ya que gracias a ella pude concluir mi carrera profesional, -porque siempre estuvo a mi lado apoyándome y aconsejándome para tratar de no equivocarme en la vida, a mi hermana y su familia por sus palabras de aliento y su compañía, a mi abuelo que ya no está físicamente con nosotros, sé que desde el cielo me cuida y me guía para que todo me vaya bien, a mi enamorada que siempre me estuvo apoyando desde el inicio, a mi padre que a pesar de no tenerlo cerca en su momento con una llamada me levantó los ánimos para seguir dando lo mejor de mí.

Gracias a los docentes, mis compañeros y todas aquellas personas que de una u otra manera me ayudaron a lograr mis objetivos.

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar, agradezco a Dios por sobre todas las cosas ya que él ha sido mi guía y mi fortaleza para seguir adelante.

A mi madre, por su apoyo durante todas las etapas de mi vida y a lo largo de mis estudios, tus esfuerzos y tus enseñanzas se notan hoy reflejados en este logro que no es solo mío sino nuestro, querida mamá.

Y a todas las personas que de una u otra manera me apoyaron en la realización de mi tesis.

## ÍNDICE

DEDICATORIA.....	4
Resumen.....	10
Abstract.....	11
I. INTRODUCCIÓN.....	12
1.1. Realidad Problemática.....	12
1.2. Formulación del Problema.....	19
1.3. Hipótesis.....	19
1.4. Objetivos.....	19
1.5. Teorías relacionadas al tema.....	20
II. MATERIALES Y MÉTODOS.....	33
2.1. Tipo de investigación.....	33
2.2. Variables y Operacionalización.....	33
2.3. Técnicas e instrumentos de recolección de recolección de datos, validez y confiabilidad.....	36
2.4. Procedimientos de análisis de datos.....	36
2.5. Criterios Éticos.....	36
2.6. Criterios de rigor científico.....	37
III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	38
3.1. Resultados.....	38
3.2. Discusión.....	91
IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	93
4.1. Conclusiones.....	93
4.2. Recomendaciones.....	93
V. Referencias.....	94
ANEXOS.....	99

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Personas con discapacidad por edad.....	13
Tabla 2 Partes enumeradas de la mano.....	23
Tabla 3 Variables Independientes .....	34
Tabla 4 Variables Dependientes .....	35
Tabla 5 Dimensiones de la mano de acuerdo a las estaturas mínimas y máximas.....	41
Tabla 6 Dimensiones por cada parte de los dedos.....	42
Tabla 7 Medidas Promedio de los dedos de la mano. ....	43
Tabla 8 Ángulos entre los dedos. ....	43
Tabla 9 Ángulos medios, desviación estándar, rangos y confiabilidad (SEM, SDD e ICC) para la abducción palmar medida .....	44
Tabla 10 Tiempo recomendado para la terapia.....	44
Tabla 11 matriz morfológica. ....	51
Tabla 12 Concepto de Solución .....	52
Tabla 13 Valores para criterios de evaluación.....	54
Tabla 14 Criterios de evaluación.....	54
Tabla 15 Costos de Inversión.....	88
Tabla 16 Costos de fabricación del prototipo.....	90
Tabla 17 Costos Funcionamiento del Prototipo.....	91
Tabla 18 Precio de venta del prototipo mecánico. ....	91

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Discapacidad moderada y grave con pérdida de movimiento emitida por la OMS.....	12
Figura 2 Personas con discapacidad por edad. ....	13
Figura 3 Limitación para realizar actividades diarias.....	14
Figura 4 PERÚ: Personas con discapacidad por sexo, región natural y departamento	15
Figura 5 Estadística de casos de rehabilitación de mano por día. ....	16
Figura 6 Partes de la mano.....	22
Figura 7 Huesos de la mano y de los dedos.....	24
Figura 8 Articulaciones interfalángicas. ....	25
Figura 9 Articulaciones de la mano. ....	26
Figura 10 Identificación numérica de falange. ....	26
Figura 11 Cierre palma.....	27
Figura 12 Movimientos de la articulación MCF.....	28
Figura 13 Flexión de las articulaciones IFP. ....	28
Figura 14 Flexión y Extensión de las articulaciones IFP.....	29
Figura 15 Aducción y Abducción de las articulaciones MC.....	29
Figura 16 Ejes de movimiento vista palmar. ....	30
Figura 17 Flexión y extensión del pulgar. ....	30
Figura 18 Movimiento de Abducción - Aducción.....	38
Figura 19 Movimiento de Flexión.....	40
Figura 20 Movimiento de Extensión.....	40
Figura 21 Dimensión de los dedos de la mano. ....	42
Figura 22 Modelo de mecanismo N° 1.....	49
Figura 23 Modelo de mecanismo N° 2.....	49
Figura 24 Modelo de mecanismo N° 3.....	50
Figura 25 Modelo de mecanismo N°4.....	50
Figura 26 Solución 1.....	53
Figura 27 Solución 2.....	53
Figura 28 Diagrama de funciones.....	55
Figura 29 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos. (Prueba 1).....	56
Figura 30 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 1).....	56
Figura 31 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos (Prueba 2).....	57
Figura 32 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 2).....	57
Figura 33 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 3).....	58
Figura 34 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos (Prueba 3).....	58
Figura 35 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de aducción en los dedos (Prueba 1).....	59
Figura 36 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de abducción en los dedos (Prueba 1).....	59
Figura 37 Movimiento final de extensión y abducción.....	60
Figura 38 Movimiento de extensión y abducción. ....	60



Figura 39 Movimiento final de flexión y aducción.....	61
Figura 40 Análisis cinemático del movimiento de extensión y abducción.....	61
Figura 41 Análisis cinemático del movimiento de flexión y aducción. ....	62
Figura 42 Factor de seguridad .....	63
Figura 43 Deformación máxima vista superior. ....	63
Figura 44 Deformación máxima vista frontal. ....	64
Figura 45 Deformación desde la vista superior al ángulo máximo de extensión y abducción.....	64
Figura 46 Deformación desde la vista superior a la mitad del recorrido de extensión y abducción hacia flexión y aducción. ....	65
Figura 47 Deformación desde la vista frontal al ángulo máximo de extensión y abducción.....	65
Figura 48 Deformación desde la vista frontal a la mitad del recorrido de extensión y abducción hacia flexión y aducción. ....	66
Figura 49 Curva de deformación.....	66
Figura 50 Fatiga en eslabón pasante.....	67

## Resumen

La investigación se enfoca en desarrollar un modelo mecánico para la recuperación de la funcionalidad de la mano en adultos afectados por enfermedades degenerativas o lesiones que causan la pérdida de movimientos clave en los dedos. El objetivo es crear un diseño asequible, seguro y eficaz, superando los límites establecidos por la Biblioteca Virtual de Salud de Cuba. El prototipo resultante logra ejecutar los cuatro tipos de movimientos necesarios utilizando un único pistón neumático, controlado por un sistema de barras y guías. Se llevaron a cabo análisis cinemáticos, dinámicos y estáticos para evaluar las deformaciones máximas y mínimas, registrando valores de 13.2 mm en los ejes (x; y) y 0.0291 mm en los ejes (y; z). Además, se determinaron ángulos específicos para cada tipo de movimiento, junto con tiempos y velocidades angulares ideales para terapias iniciales y evolutivas. El material seleccionado para la construcción es filamento de PLA, adecuado para impresoras 3D. El costo de producción del prototipo se estima en S/ 968.73 Nuevos Soles, con un precio de venta proyectado de S/ 1,356.23 Nuevos Soles. En conclusión, el diseño del exoesqueleto cumple con las expectativas del diseñador, fisioterapeuta y paciente.

**Palabras clave:** Exoesqueleto, Rehabilitación, SolidWorks, Diseño.

## Abstract

The research focuses on developing a mechanical model for the recovery of hand functionality in adults affected by degenerative diseases or injuries that cause the loss of key movements in the fingers. The objective is to create an affordable, safe and effective design, exceeding the limits established by the Virtual Health Library of Cuba. The resulting prototype manages to execute the four types of necessary movements using a single pneumatic piston, controlled by a system of bars and guides. Kinematic, dynamic and static analyzes were carried out to evaluate the maximum and minimum deformations, recording values of 13.2 mm in the (x; y) axes and 0.0291 mm in the (y; z) axes. In addition, specific angles were determined for each type of movement, along with ideal times and angular velocities for initial and evolutionary therapies. The material selected for construction is PLA filament, suitable for 3D printers. The production cost of the prototype is estimated at S/ 968.73 Nuevos Soles, with a projected sales price of S/ 1,356.23 Nuevos Soles. In conclusion, the design of the exoskeleton meets the expectations of the designer, physiotherapist and patient.

**Keywords:** Exoskeleton, Rehabilitation, SolidWorks, Design.

## I. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Realidad Problemática

Según [1] diariamente fallecen alrededor de 3500 personas por motivos de accidentes vehiculares, al año millones de personas padecen de heridas o discapacidades donde la población afectada mayormente son los niños, los transeúntes, los ciclistas y los ancianos, estos accidentes de tránsito vehicular llevan consigo la defunción de aproximadamente 1,35 millones de personas.

[1] Divulgó mediante su perfil oficial en la web un reporte global sobre la discapacidad, indicando que más de mil millones de individuos en el planeta sufren esta condición, de los cuales casi 200 millones enfrentan serios problemas de movilidad en la mano al realizar tareas diarias.

Fuente: Discapacidad y salud. Obtenido de OMS.

Género/ grupo etario	A nivel mundial	Países de ingreso alto	Porcentaje					
			Países de ingreso bajo y mediano, región de la OMS					
			África	Las Américas	Asia sudoriental	Europa	Mediterráneo oriental	Pacífico occidental
<b>Discapacidad grave</b>								
<b>Hombres</b>								
0-14 años	0,7	0,4	1,2	0,7	0,7	0,9	0,9	0,5
15-59 años	2,6	2,2	3,3	2,6	2,7	2,8	2,9	2,4
≥ 60 años	9,8	7,9	15,7	9,2	11,9	7,3	11,8	9,8
<b>Mujeres</b>								
0-14 años	0,7	0,4	1,2	0,6	0,7	0,8	0,8	0,5
15-59 años	2,8	2,5	3,3	2,6	3,1	2,7	3,0	2,4
≥ 60 años	10,5	9,0	17,9	9,2	13,2	7,2	13,0	10,3
<b>Todas las personas</b>								
0-14 años	0,7	0,4	1,2	0,6	0,7	0,8	0,9	0,5
15-59 años	2,7	2,3	3,3	2,6	2,9	2,7	3,0	2,4
≥ 60 años	10,2	8,5	16,9	9,2	12,6	7,2	12,4	10,0
≥ 15 años	3,8	3,8	4,5	3,4	4,0	3,6	3,9	3,4
Todas las edades	2,9	3,2	3,1	2,6	2,9	3,0	2,8	2,7
<b>Discapacidad moderada y grave</b>								
<b>Hombres</b>								
0-14 años	5,2	2,9	6,4	4,6	5,3	4,4	5,3	5,4
15-59 años	14,2	12,3	16,4	14,3	14,8	14,9	13,7	14,0
≥ 60 años	45,9	36,1	52,1	45,1	57,5	41,9	53,1	46,4
<b>Mujeres</b>								
0-14 años	5,0	2,8	6,5	4,3	5,2	4,0	5,2	5,2
15-59 años	15,7	12,6	21,6	14,9	18,0	13,7	17,3	13,3
≥ 60 años	46,3	37,4	54,3	43,6	60,1	41,1	54,4	47,0
<b>Todas las personas</b>								
0-14 años	5,1	2,8	6,4	4,5	5,2	4,2	5,2	5,3
15-59 años	14,9	12,4	19,1	14,6	16,3	14,3	15,5	13,7
≥ 60 años	46,1	36,8	53,3	44,3	58,8	41,4	53,7	46,7
≥ 15 años	19,4	18,3	22,0	18,3	21,1	19,5	19,1	18,1
Todas las edades	15,3	15,4	15,3	14,1	16,0	16,4	14,0	15,0

Figura 1 Discapacidad moderada y grave con pérdida de movimiento emitida por la OMS.

<https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>

[2] realizó un análisis donde nos da a conocer que en la población peruana un 5,2% presenta discapacidad. Asimismo, a través de una encuesta nacional nos muestra la discapacidad por grupos de edad.

Tabla 1 Personas con discapacidad por edad.

Ámbito geográfico	Población con discapacidad				Población sin discapacidad			
	Total	Menor de 15 años	De 15 a 64 años	65 y más años	Total	Menor de 15 años	De 15 a 64 años	65 y más años
	%	%	%	%	%	%	%	%
<b>Total</b>	100	6.7	40.6	52.7	100	26	64.8	9.2
<b>Área urbana</b>	100	6.7	41.5	51.8	100	24.6	66.4	8.9
<b>Área rural</b>	100	6.7	38.2	55.1	100	31.1	58.6	10.4
<b>Lima Metropolitana</b>	100	7.3	41.2	51.5	100	22.4	68.1	9.4
<b>Costa</b>	100	6.7	40	53.2	100	25.9	64.7	9.4
<b>Sierra</b>	100	4.7	37.7	56.6	100	26.7	63.3	10
<b>Selva</b>	100	12.7	48.2	39.2	100	33.4	60	6.5

Fuente: Perú: Caracterización de las condiciones de vida de la población con discapacidad, 2019

[https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1769/libro.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1769/libro.pdf)

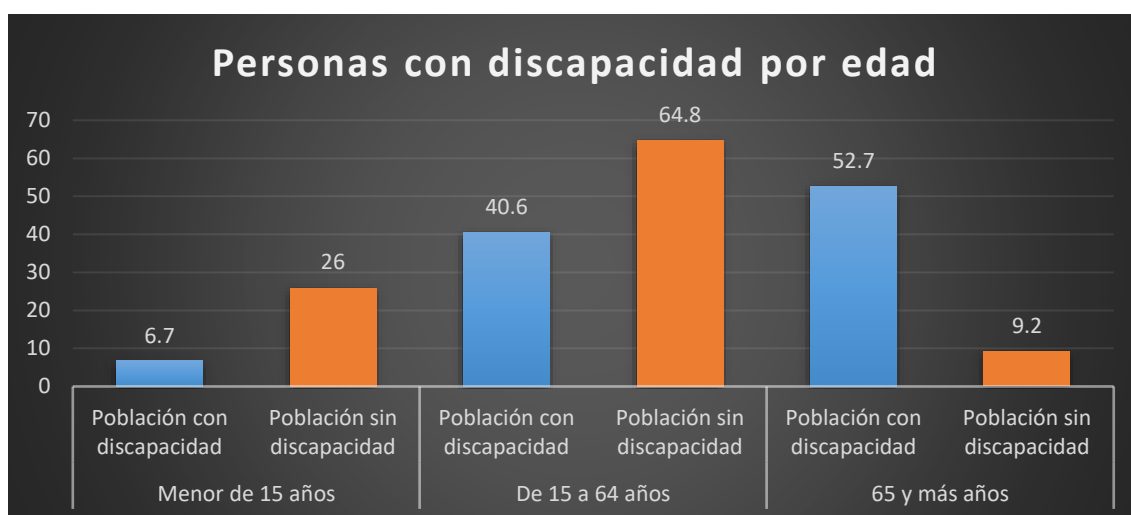


Figura 2 Personas con discapacidad por edad.

Fuente: Perú: Caracterización de las condiciones de vida de la población con discapacidad, 2019

[https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1769/libro.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1769/libro.pdf)

[3] de acuerdo a su estudio realizado da a conocer que en el Perú 931,993 mil habitantes presentan inconvenientes al momento de desplazarse para usar brazos-manos y piernas-pies en su vida diaria.

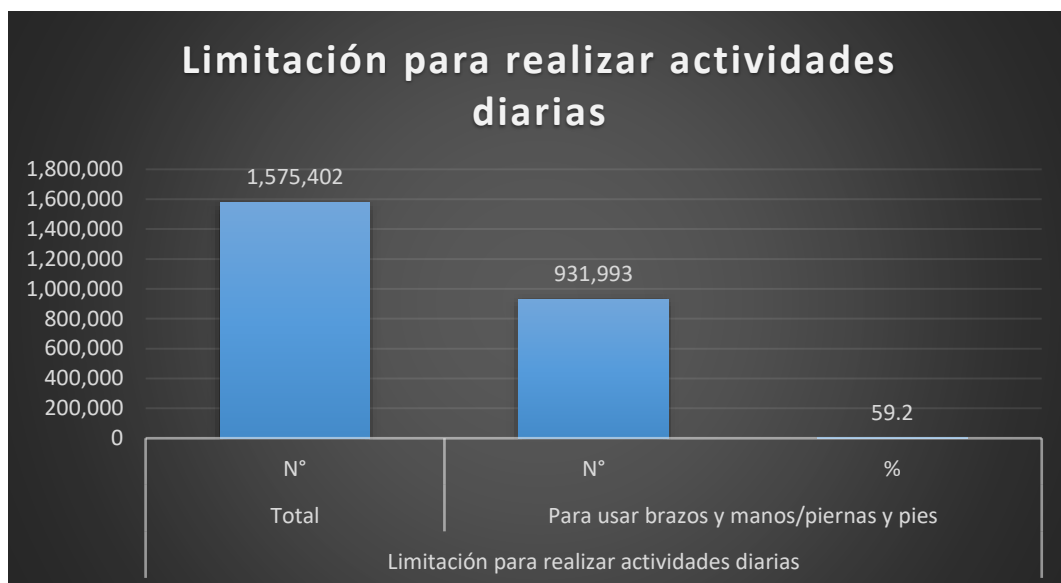


Figura 3 Limitación para realizar actividades diarias

Fuente: Programa Presupuestal 0129 Prevención y Manejo de Condiciones Secundarias de Salud en Personas con Discapacidad  
<https://www.minsa.gob.pe/presupuestales2017/doc2018/pp/anexo/8/ANEXO2.pdf>

El estudio se basa en el diseño de un mecanismo que ayuda en la discapacidad motora a través de la rehabilitación en las personas que no puedan realizar ciertos movimientos de la mano, que tengan sensibilidad, pero no puedan hacer movimientos prolongados, que no puedan abrir y cerrar las manos, que son incapaces de mover la mano, todo esto debido a que han sido víctimas de accidentes automovilísticos, cerebrovasculares o alguna otra enfermedad.

De acuerdo a los estudios realizados por [4], muestran una vista general de la discapacidad en el Perú, el resultado de dicho análisis da a conocer que en Lambayeque existen 43 mil 96 personas (3.5% de su población) con discapacidad, del cual 52,1% representa a las mujeres, mientras que un 47,9% representa a los hombres.

Asimismo, da a conocer la cantidad de personas que, debido a distintos motivos de accidentes o enfermedades, llegan a sufrir discapacidad en el Perú, y más aún del departamento de Lambayeque, se requiere desarrollar el diseño para apoyar a las personas que necesitan de rehabilitación, pero tienen una capacidad económica limitada. Por ello, es esencial satisfacer esta demanda mediante el diseño de un mecanismo de exoesqueleto que ayude en la rehabilitación de mano en adultos que han perdido los movimientos de “abducción-aducción y flexión-extensión”, ya que la mano es el miembro más crucial para cubrir las necesidades diarias de las personas, permitiendo la manipulación de objetos y efectuar tareas cotidianas.

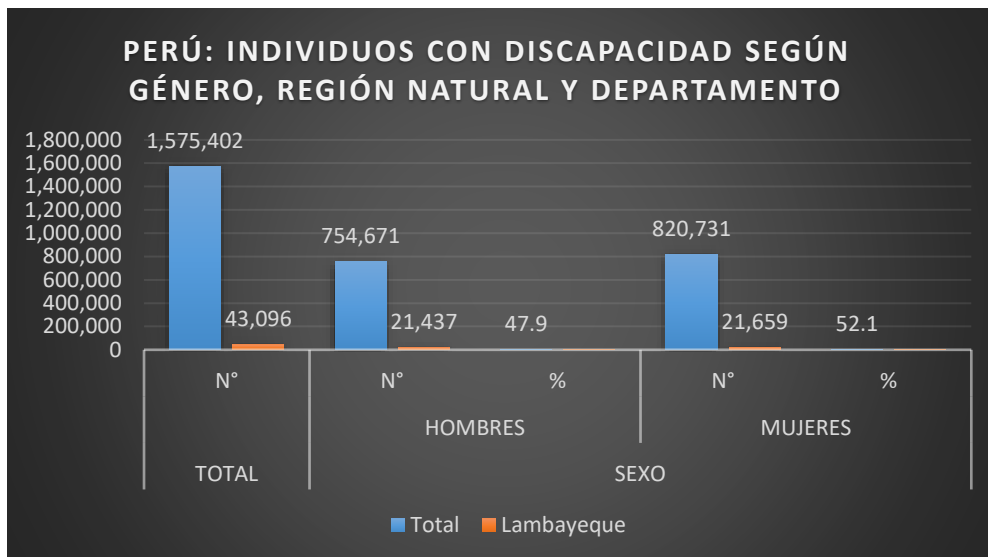


Figura 4 PERÚ: Individuos con discapacidad según género, región natural y departamento.

Fuente: Programa Presupuestal 0129 Prevención y Manejo de Condiciones Secundarias de Salud en Personas con Discapacidad

<https://www.minsa.gob.pe/presupuestales2017/doc2018/pp/anexo/8/ANEXO2.pdf>

Como resultado luego de aplicar una encuesta a los terapeutas de los centros de rehabilitación del Hospital Referencial de Ferreñafe y del Centro de Rehabilitación FISIOVITAL en la localidad de Ferreñafe, se pudo determinar que entre 10 y 20 personas requieren de rehabilitación de mano ya que tienen pérdida de “movimiento de abducción –aducción y flexión – extensión”.

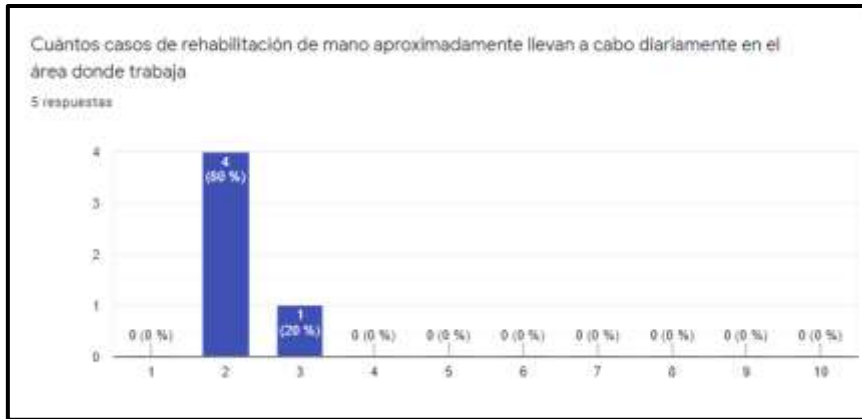


Figura 5 Estadística de casos de rehabilitación de mano por día.

Fuente: Elaboración propia a través de encuesta.

Sánchez [5] en su estudio titulado “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano” desarrollada en la Universidad Tecnológica de Mixteca en México, tuvo como problema la acumulación de trabajo de los terapeutas por falta de mecanismos que ayuden en la rehabilitación de los pacientes, su objetivo es diseñar y fabricar un mecanismo exoesqueleto que ayude en la rehabilitación de mano, el mecanismo se diseña para realizar los movimientos independientes para cada uno de los dedos, las etapas de este diseño empiezan con los estudios cinemáticos del mecanismo, la posición, la orientación y el ensamble del dispositivo, los resultados obtenidos del mecanismo propuesto tiene un peso de 702,9 g. 2 grados de libertad activos y 2 grados de libertad pasivos en los dedos índice, medio y anular, 1 grado de libertad activo y 1 grado de libertad pasivo en los dedos pulgar y meñique, concluyeron que el diseño propuesto busca minimizar el error que existe entre el centro de velocidad del mecanismo con respecto al centro de rotación de las falanges.

López [6] en su investigación titulada “Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano” desarrollada en la Universidad de Valladolid en España, la investigación tuvo como problema situaciones en las que se requiere el diseño de un mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de la mano que ayuden a pacientes que han sido víctimas de accidentes cerebrovasculares, cuyo objetivo fue diseñar, fabricar y



construir un mecanismo exoesqueleto para su utilización en la rehabilitación de mano, este dispositivo se compone de una parte mecánica que es el exoesqueleto externo de mano que realiza los movimientos, además de la parte electrónica de control que asigne de movimiento al mecanismo, la investigación da como aporte lograr que el punto de rotación de los elementos mecánicos de cada uno de los dedos coincida con el centro de rotación de la articulación metacarpofalángica, de esta manera los movimiento de cada dedo sean los más cómodos y naturales, según la investigación concluye que para habilitar el movimiento del mecanismo se ejecutó un control básico empleando un Arduino y se programaron secuencias de movimientos asociados a la apertura y cierre de la mano y el movimiento de cada dedo.

Abdallah [7] en su investigación titulada “Diseño y desarrollo de impresión 3D exoesqueleto robótico mioeléctrico para rehabilitación de manos” desarrollada en el Laboratorio de Control y Gestión Energética y en la Escuela Nacional de Ingenieros de Sfax en Túnez, propusieron como problemática los accidentes cerebrovasculares por lo que es necesario el diseño de un dispositivo exoesqueleto, el objetivo es diseñar un exoesqueleto para rehabilitación de mano impreso en 3D basado en señales electromiográficas medidas desde los músculos que realizan el movimiento de la mano, sistema mecatrónico diseñado, detecta la intención de la mano apertura o cierre de la mano del sujeto acariciado, basado en un controlador integrado y cinco servomotores el sistema robótico es capaz de realizar tres grados de libertad para cada dedo, los resultados obtenidos muestran que los sensores electromiográficos detectan la contracción muscular y la adquiere a través de programación en Arduino lo que garantiza el filtrado de las señales electromiográficas sin procesar, concluyeron que el diseño puede ayudar a los pacientes con accidentes cerebrovascular a realizar los ejercicios de rehabilitación basado en flexión de retorno por resorte, el sistema portátil de bajo costo desarrollado para rehabilitación de manos ha demostrado una gran eficiencia.

Jiménez [8] En su estudio titulado "Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación motora de los dedos de la mano humana", realizado en la Universidad Autónoma de Manizales en Colombia, el propósito es crear un dispositivo de exoesqueleto que asista en la rehabilitación de los dedos de la mano, permitiendo movimientos de flexión y extensión en pacientes que han sufrido accidentes cerebrovasculares. Los resultados del estudio muestran un rango de movimiento que facilita la movilidad de la mano, y los topes mecánicos máximos y mínimos que garantizan seguridad en caso de cualquier eventualidad funcionan correctamente. El estudio concluyó que es viable diseñar un exoesqueleto rígido para la rehabilitación, seleccionando materiales adecuados para mejorar el funcionamiento del mecanismo, considerar las fuerzas que actúan sobre él y optimizar la interfaz humano-máquina. Se recomendó incorporar en el diseño rutinas de movimiento para diferentes tipos de terapia y mejorar la sincronización del servomotor, especialmente en la sujeción de objetos.

Reymundo [9], En su estudio titulado "Diseño, fabricación e implementación de un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de la mano", realizado en la Universidad de Ingeniería y Tecnología en Perú, se planteó como desafío el diseño de un exoesqueleto portátil y flexible que utilice actuadores neumáticos. El objetivo es desarrollar un exoesqueleto suave asistivo para la rehabilitación de manos empleando actuadores neumáticos con rigidez variable. Los resultados obtenidos demuestran diferentes perfiles de flexión de los actuadores, que se doblan en las áreas menos rígidas, permitiendo realizar diversos movimientos y logrando cerrar el puño completamente. El estudio concluyó que el dispositivo fue capaz de guiar los dedos y facilitar movimientos como agarrar y pellizcar utilizando sensores de fuerza.

La justificación integral de este proyecto se fundamenta en varios aspectos cruciales. Desde una perspectiva económica, el diseño propuesto destaca por su menor costo y accesibilidad comparando con otras variantes en el mercado, utilizando materiales de calidad, pero más asequibles. En el ámbito ambiental, el enfoque hacia materiales reciclables contribuirá a la reducción de la contaminación ambiental, asegurando que, al concluir su vida útil, los materiales puedan ser reutilizados en otros proyectos. Desde la dimensión social, el impacto positivo del prototipo mecánico en la rehabilitación de mano para pacientes se traduce en beneficios significativos en los individuos. Técnicamente, el proyecto impulsa la innovación al contar con un buen estado de salud en los pacientes en rehabilitación, generando incluso oportunidades para un nuevo mercado. En el ámbito científico, esta investigación sienta las bases para futuros estudios en la misma especialidad, marcando un hito importante en la evolución de las investigaciones relacionadas.

## **1.2. Formulación del Problema**

¿Qué características debe tener el prototipo mecánico para poder cumplir con la función de realizar los movimientos de abducción – aducción y flexión – extensión para la rehabilitación de la mano para personas adultas con enfermedades degenerativas y/o secuelas de accidentes?

## **1.3. Hipótesis**

No aplica

## **1.4. Objetivos**

### **1.4.1. Objetivo General**

“Diseñar un prototipo mecánico para poder cumplir con la función de realizar los movimientos de abducción – aducción y flexión – extensión para la rehabilitación de la

mano en personas adultas con enfermedades degenerativas y/o secuelas de accidentes”.

#### **1.4.2. Objetivos Específicos**

Realizar un estudio cinemático y dinámico de los “movimientos de rehabilitación de Abducción-Aducción y Flexión-Extensión”.

Seleccionar el mejor diseño conceptual del prototipo mecánico para “movimientos de Abducción-Aducción y Flexión-Extensión”.

Dimensionar los componentes del prototipo de rehabilitación basado en cálculos cinemáticos y estáticos.

Determinar la inversión de la implementación del prototipo mecánico para rehabilitación de mano.

### **1.5. Teorías relacionadas al tema**

#### **1.5.1. Terapia Física**

La terapia física tiene como finalidad conseguir la rehabilitación de los pacientes que han perdido movimiento y fuerza para realizar sus actividades debido a factores como envejecimiento, lesiones, dolores, enfermedades, trastornos, buscando reintegrar a estos pacientes a poder realizar sus actividades físicas cotidianas. Los encargados de las tareas de rehabilitación son los fisioterapeutas, con evaluaciones para diagnosticar la afectación y fuerza muscular se tiene un diagnóstico funcional logrando determinar la discapacidad del paciente de acuerdo a la lesión que presenta y de acuerdo al diagnóstico se elabora un plan de tratamiento y ejecutarlo en sesiones de rehabilitación.

[10]

De esta manera la fisioterapia pretende aliviar el dolor, desinflamar, recuperar la sensibilidad y los movimientos, disminuir el deterioro muscular, corregir de la postura, de acuerdo al tipo de lesión o enfermedad se busca realizar distintas actividades físicas con el paciente. Es importante destacar que, de no ser tratada la rehabilitación física, la

repercusión puede ser mala tanto físicas como psicológicas ya que puede llegar a la frustración, enojo, depresión, aislamiento, sentimiento de inutilidad. [11]

### **1.5.2. Discapacidad Motora**

Alteración en la capacidad motriz que algunas personas presentan, impidiéndoles participar en actividades diarias. Esto se debe a un desempeño inadecuado del sistema muscular y/o nervioso, lo cual dificulta la manipulación de objetos o el acceso a espacios utilizados por otras personas, provocando una pérdida de control en la ejecución de movimientos o la ausencia de estos.[2]

A través de terapias de rehabilitación, muchas discapacidades motrices pueden ser superadas, permitiendo a quienes las padecieron volver a llevar una vida normal. Esto dependerá del área afectada, ya que el movimiento es el resultado de impulsos emitidos por el cerebro a través del sistema nervioso.

El trastorno del aparato motor dificulta el desarrollo de habilidades necesarias en la vida cotidiana, como permanecer de pie, caminar, sujetar y maniobrar objetos con las manos, hablar, y realizar gestos, entre otros actos que requieren movimiento.

Estas alteraciones son consecuencia de un funcionamiento inadecuado del sistema nervioso, muscular, óseo-articular, o de la interacción entre estos tres sistemas, lo cual obstaculiza o impide los movimientos de ciertas partes del cuerpo.

En resumen, la discapacidad motora es una anomalía en la estructura corporal, mayormente causada por un trastorno motor o neuromotor, que afecta la conducta del individuo en diversos grados. Los sistemas dentro del cuerpo humano afectados por un déficit motriz son el Sistema Nervioso Central, el Sistema Nervioso Periférico y el Sistema Músculo Esquelético.

### **Características de la mano**

Ejecuta una gran variedad de movimientos y establece una conexión con nuestro entorno al ser un receptor sensorial muy sensible. Sin embargo, lo más relevante es la

relación mano-cerebro, que ha permitido no solo que el cerebro controle la mano, sino también que la mano influya en el cerebro a lo largo de la historia, permitiendo prevalecer sobre otras especies y, en última instancia, evolucionar.[12]

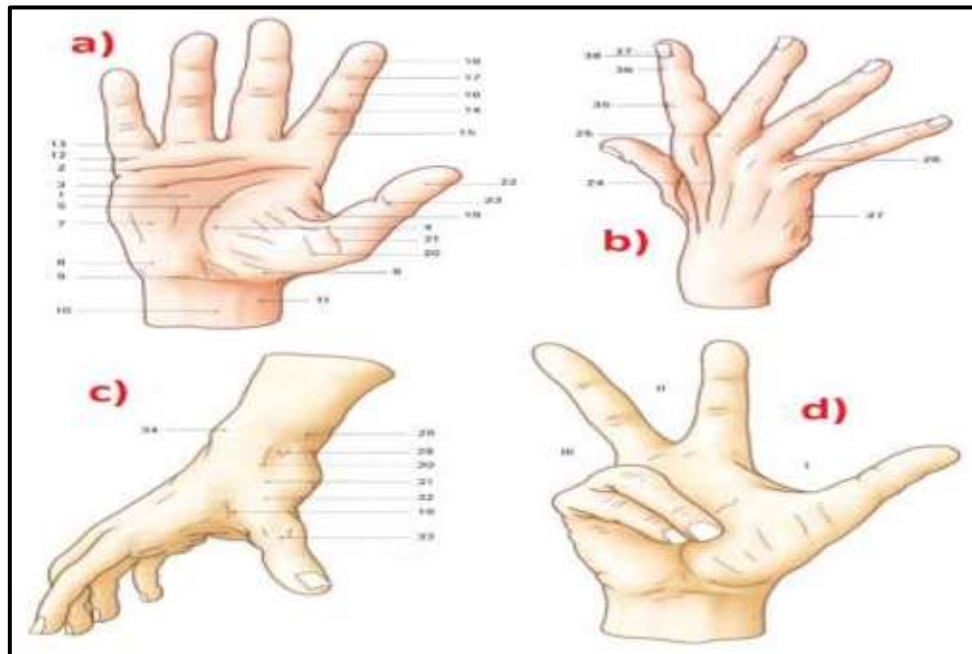


Figura 6 Partes de la mano.

a. Palmar; b. Lateral interna, c. lateral externa; d. división de zonas

I: Zona del pulgar; II: Zona de las pinzas; III: Zona de los alcances

Tabla 2 numeración de partes de la mano

<b>Partes de la mano</b>					
1	Palma	14	Pliegue digital proximal	27	Borde interno cubital
2	Pliegue palmar inferior	15	Primera falange	28	Hueco de la tabaquera anatómica
3	Pliegue palmar medio	16	Segunda falange	29	Apófisis esteloides radial
4	Eminencia tenar	17	Pliegue digital distal	30	Músculo extensor largo del pulgar
5	Pliegue palma superior	18	Pulpejo	31	Articulación trapezometacarpiana
6	Talón de la eminencia tenar	19	Comisura del pulgar	32	Metacarpiano del pulgar
7	Eminencia hipotenar	20	Pliegue (doble) de la articulación Metacarpofalángica	33	Articulación Metacarpofalángica (del pulgar)
8	Músculo palmar corto	21	Pliegue proximal de la articulación Metacarpofalángica	34	Prominencia de la cabeza cubital
9	Comunicación de la muñeca	22	Pulpejo (del pulgar)	35	Articulación Interfalángica proximal
10	Músculo flexor radial del carpo	23	Pliegue palmar distal	36	Articulación Interfalángica distal
11	Corredera del pulso	24	Músculos extensores	37	Limbo periungueal
12	Pliegue digital – palmar	25	Cabezas Metacarpianas	38	Matriz ungueal
13	Cuarta comisura	26	Pliegue de la comisura		

### 1.5.2.1.

#### Articulaciones y huesos de los dedos de la mano

Conformada por 27 huesos, distribuidos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges. Los huesos de los dedos se denominan falanges y consisten en 14 huesos largos conocidos como falange proximal, falange media y falange distal. El único dedo que solo tiene dos de estos tres huesos es el pulgar.

Estos huesos están conectados a los huesos metacarpianos, que conforman la palma de la mano. Los nudillos se forman en la unión entre las epífisis inferiores de los metacarpianos y las epífisis superiores de las falanges.

Además, cada epífisis superior de los huesos metacarpianos se articula con la fila inferior de los huesos carpianos, compuesta por 8 huesos que forman la muñeca. También existen canales por donde se desplazan los tendones. [12]



Figura 7 Detalle de huesos de la mano y dedos.

### 1.5.2.2.

#### Articulaciones interfalángicas



Representa la unión entre dos huesos, compuesta por una serie de cartílagos y rodeada por una cápsula fibrosa que contiene varios ligamentos. Esta cápsula está lubricada por un líquido sinovial, generado por la membrana sinovial que recubre la parte interna de la cápsula. Los movimientos permitidos incluyen flexión y extensión en las articulaciones interfalángicas distales (IFD) e interfalángicas proximales (IFP), así como abducción y aducción entre las articulaciones metacarpofalángicas. [13]

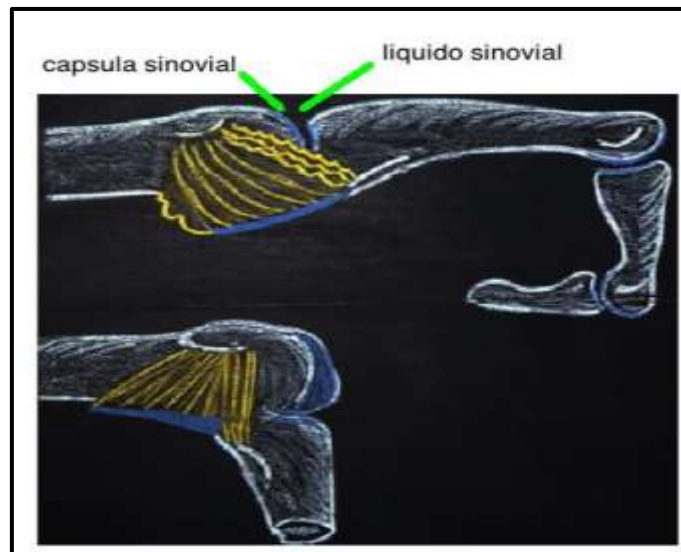


Figura 8 Articulaciones interfalángicas.

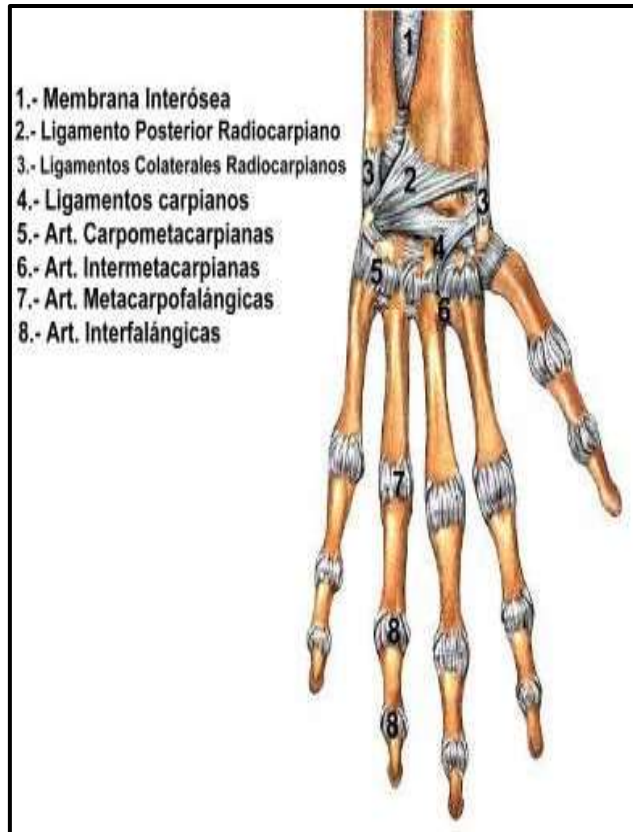


Figura 9 Articulaciones de la mano.

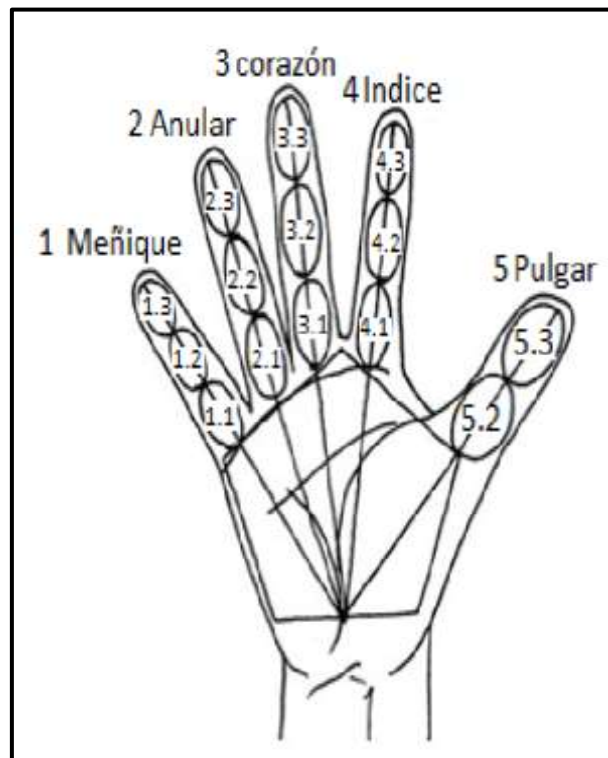


Figura 10 Identificación numérica de falange.

### 1.5.2.3.

#### Análisis cinemático de la mano

✓ Rangos de movimiento de la mano

Presentan un desplazamiento complejo. Cuando los dedos se abren, el eje de cada uno se cruza en un punto común, aproximadamente en el hueso escafoides. En cambio, cuando los dedos están en su posición natural, sus ejes no se encuentran en ningún punto común. Además, los ejes del dedo medio, anular y meñique son paralelos, mientras que los del pulgar y el índice no lo son.

Al realizar un movimiento de cierre palmar los ejes de cada dedo concurren en un punto céntrico cercano al Radio (Figura 11), logrando una simetría en la vista palmar.

[12]

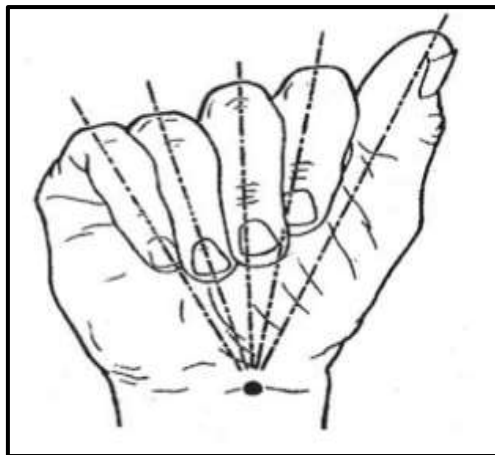


Figura 11 Cierre palma.

El movimiento de las articulaciones de la mano se produce mediante ángulos de flexión y extensión, que determinan la ruta seguida durante los movimientos habituales de la mano.

#### Movimientos de los dedos

Se define desde el ángulo máximo de flexión hasta el ángulo máximo de extensión. El desplazamiento de abducción y aducción de los dedos se analiza para determinar la función de los músculos interóseos de la mano. El movimiento de flexión

de los dedos en las articulaciones MCF puede alcanzar un ángulo cercano a los  $90^\circ$  desde la posición inicial (ver Figura 12). Por otro lado, la extensión de los dedos alcanza aproximadamente los  $45^\circ$  en dirección opuesta.[14]

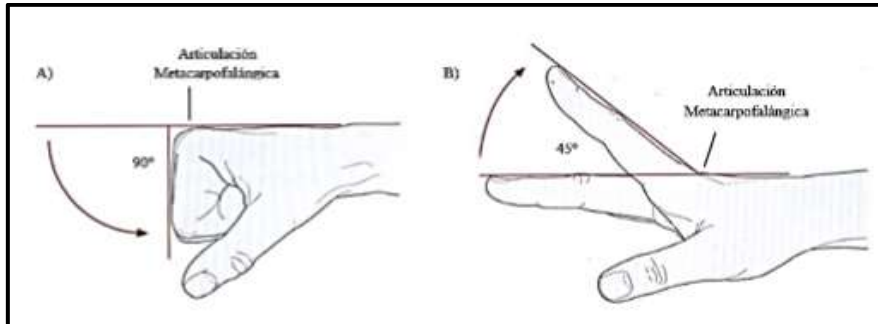


Figura 12 Movimientos de la articulación MCF.

Las articulaciones interfalángicas proximal (IFP) no realizan movimientos de extensión. Sin embargo, la flexión de los dedos se puede realizar hasta los  $100^\circ$  aproximadamente (Figura 13).



Figura 13 Flexión de las articulaciones IFP.

La flexión de los dedos en las articulaciones interfalángicas distales (IFD) puede desarrollar un ángulo aproximado de  $90^\circ$  (Figura 14) y la extensión de los dedos es de máximo  $10^\circ$  aproximadamente en una dirección opuesta.

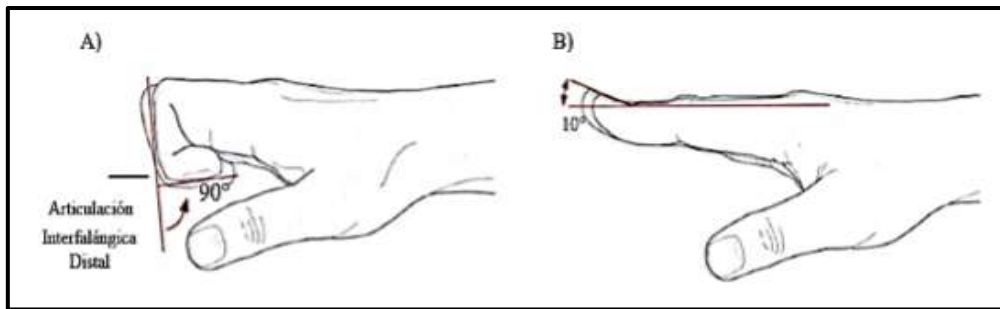


Figura 14 Flexión y Extensión de las articulaciones IFP.

A) Flexión

B) Extensión

La abducción y aducción de las articulaciones metacarpofalángica (MCF) son movimientos que separan o unen de forma respectiva a los dedos a un eje dorso-palmar, donde la denominación de dichas trayectorias se hace a partir del dedo medio y es de aproximadamente 20° (Figura 15).

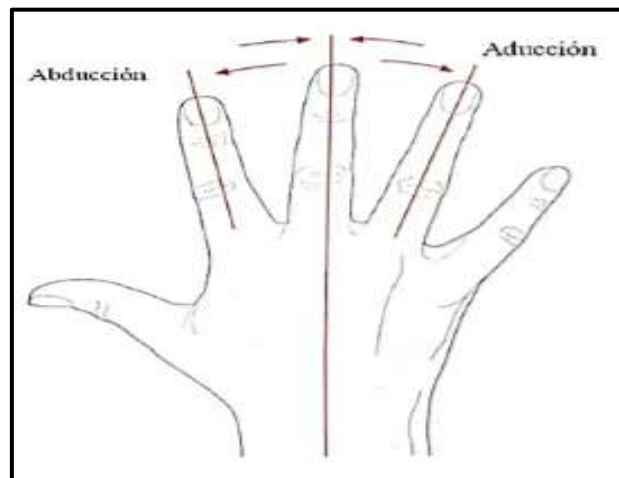


Figura 15 Aducción y Abducción de las articulaciones MC.

✓ Movimientos del pulgar

La superficie articular del Trapecio parecido a una silla de montar, permite la ejecución de movimientos en 2 ejes principales: un eje de abducción-aducción y un eje de flexión-extensión (Figura 16).

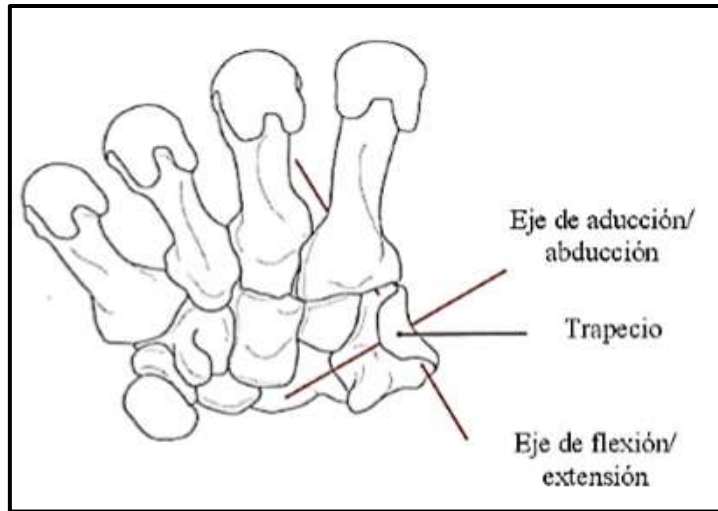


Figura 16 Ejes de movimiento vista palmar.

La flexión y extensión de la articulación metacarpofalángica (MCF) ocurre en una dirección transversal y genera un ángulo de movimiento cercano a los  $50^\circ$  en relación con el dedo Índice (ver Figura 17 A). Sin embargo, cuando el pulgar se encuentra en máxima abducción, forma un ángulo aproximado de  $70^\circ$  con el dedo Índice, y al regresar el pulgar hacia la palma, se produce una máxima aducción, permitiendo así que el pulgar realice un movimiento de oposición al tocar la punta del dedo meñique. El rango de movilidad de flexión en la articulación IF es aproximadamente de  $90^\circ$  mientras que la extensión del dedo es de  $20^\circ$  (Figura 17 B).

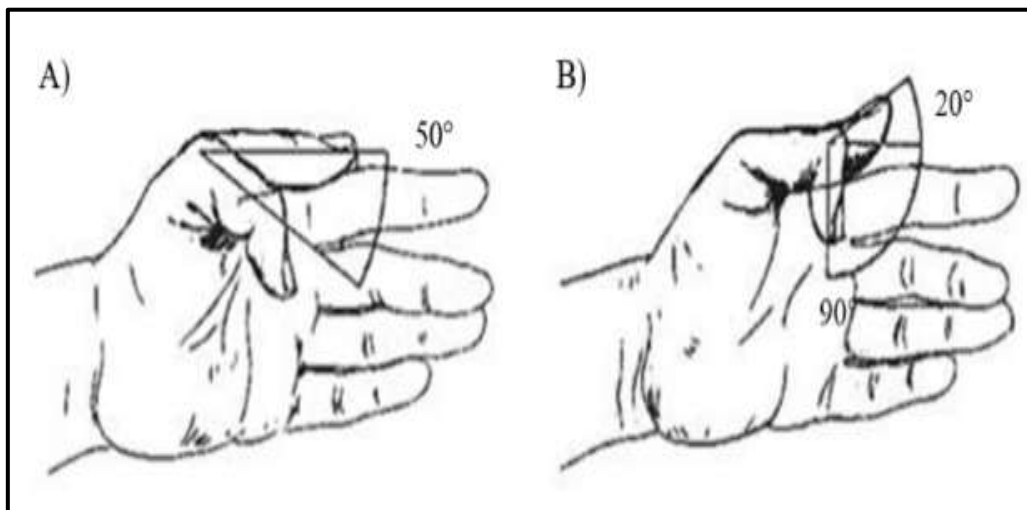


Figura 17 Flexión y extensión del pulgar.

A) Flexión y extensión del pulgar en MCF

B) Flexión y extensión del pulgar en IF

### **1.5.3. Exoesqueletos**

La tecnología actual está contribuyendo significativamente a la medicina al impulsar el incremento de herramientas que facilitan el trabajo de los médicos, terapeutas y la recuperación de los pacientes. Los exoesqueletos, por ejemplo, tienen como objetivo mejorar la calidad de vida de las personas, diseñado como una prenda de vestir sobre el cuerpo humano, y su desarrollo involucra aportaciones de la medicina, la electrónica, la física y la mecánica. En el ámbito de la electrónica, la instrumentación electrónica y el control se reconocen como componentes esenciales del sistema; la instrumentación se encarga de recopilar información relevante para enviarla a un procesador central, que a su vez contiene las estrategias de control necesarias para tomar decisiones basadas en la información recibida. [15]

### **1.5.4. Biomecánica.**

Su tarea implica analizar las cargas, la presión, la dinámica y la fuerza de sólidos y líquidos en sistemas biológicos, así como los efectos físicos que influyen en el movimiento del cuerpo, su tamaño, configuración y composición. [16]

### **1.5.5. Adquisición de la señal**

El estudio se enfoca en identificar los patrones de las señales mioeléctricas registradas por electrodos de superficie ubicados en el antebrazo durante la ejecución de movimientos de la mano, tales como la flexión, extensión, apertura y cierre. En esta sección se detallan las cualidades de una señal mioeléctrica, así como los puntos de colocación de los electrodos conforme a la anatomía del brazo. También se describen las especificaciones del sensor utilizado para capturar la señal.[17]

### 1.5.6. Electromiografía

La electromiografía, o EMG, tiene como objetivo captar, objetivar y estudiar los potenciales de la unidad motora. La captación puede realizarse con electrodos de superficie colocados sobre la piel o en el músculo, o mediante electrodos intramusculares. En nuestra investigación, optaremos por los electrodos de superficie (no invasivos) debido a que su colocación conlleva menos riesgos. Además, las características de la EMG superficial y la EMG invasiva no presentan variaciones significativas.

En reposo, el músculo no muestra actividad eléctrica, pero al contraerse, aparece una actividad proporcional a la intensidad de la contracción. Se describe un estado simple de acuerdo con el grado de contracción, que progresa a un estado intermedio y alcanza la contracción máxima en un estado de interferencia. [18]

#### Características de la señal EMG

[19] En el estudio se observa que la señal electromiográfica presenta una amplitud que varía entre 0 y 6 milivoltios, mientras que la frecuencia útil se sitúa en el intervalo de 0 a 500 Hercios, con la mayor concentración de energía entre los 50 y los 150 Hercios. Según el teorema de muestreo de Nyquist-Kotelnikov-Shannon: si la frecuencia más alta presente en una señal analógica  $x_a(t)$  es  $F_{max} = B$  y la señal se muestrea a una tasa  $F_s > 2F_{max} \equiv 2B$ , entonces  $x_a(t)$  puede ser completamente recuperada. Considerando esto, la frecuencia de muestreo debe ser igual o mayor a 300 Hercios, razón por la cual se muestreó la señal cada 2 milisegundos.



## **II. MATERIALES Y MÉTODOS**

### **2.1. Tipo de investigación**

El tipo de investigación que se viene realizando es tecnológica, su finalidad se centra en la aplicación de la tecnología diseñando un mecanismo que ayudará en la medicina orientada a la rehabilitación de pacientes.

### **2.2. Variables y Operacionalización**

#### **2.2.1. Variables Independientes**

- Velocidad
- Cinemática

#### **2.2.2. Variables Dependientes**

- Grados de libertad
- Rangos dinámicos.

### 2.2.3. Operacionalización

Tabla 3 Variables Independientes

VARIABLES INDEPENDIENTES	DIMENSIÓN	INDICADORES	SUBINDICADORES	ÍNDICE	TÉCNICA / INSTRUMENTO
<b>Velocidad</b>	Velocidad del mecanismo	Velocidad angular	$\omega(\text{rad/s}) \times t(\text{s}) = \theta (\text{rad})$	rad/s	Revisión Bibliográfica, Encuesta / Guía de Análisis Bibliográfico.
<b>Movimientos</b>	Movimientos que realiza el mecanismo	Abducción	$135^\circ \leq di \leq 270^\circ$	$\angle$	Revisión Bibliográfica, Encuesta / Guía de Análisis Bibliográfico.
		Aducción	Respecto a las coordenadas(x;z)		
		Flexión	$0^\circ \leq Bi \leq 78^\circ$	$\angle$	
		Extensión	Respecto a las coordenadas(x;y)		

Tabla 4 Variables Dependientes

<b>VARIABLES DEPENDIENTES</b>	<b>DIMENSIÓN</b>	<b>INDICADORES</b>	<b>SUBINDICADORES</b>	<b>ÍNDICE</b>	<b>TÉCNICA / INSTRUMENTO</b>	
Grados de Libertad	Grados de libertad que realiza el mecanismo	Grados de libertad	$GDL = 3(n - 1) - 2PI - PII$	GDL	Revisión Bibliográfica / Guía de Análisis Bibliográfico	
			Abducción	78°, 70°, 60°, 55° Respecto a las coordenadas (x;z)	∠	
			Aducción	0° Respecto a las coordenadas(x;z)	∠	Revisión Bibliográfica / Guía de Análisis
			Flexión	90° Respecto a las coordenadas(x;y)	∠	Bibliográfico
Rangos de movimiento	Ángulos de apertura y cierre de los dedos de la mano	Extensión	45° Respecto a las coordenadas(x;y)	∠		

## **2.3. Técnicas e instrumentos de recolección de recolección de datos, validez y confiabilidad.**

### **2.3.1. Técnicas de recolección de datos**

Para lograr los resultados deseados según los objetivos establecidos, se ha decidido emplear las siguientes metodologías de recopilación de información: artículos científicos; tesis de ingeniería; tesis de medicina enfocada en la mano; revistas científicas; revisión bibliográfica.

### **2.3.2. Instrumentos de recolección de datos**

Se emplearon los siguientes dispositivos: Navegación en línea; Computadora portátil; Teléfono móvil; Formularios de opinión.

## **2.4. Procedimientos de análisis de datos**

Para confirmar la precisión de los datos relacionados con la resolución de las variables previamente propuestas, se llevará a cabo una simulación utilizando el software SolidWorks. El objetivo es identificar la configuración óptima que brinde un amplio alcance de usuarios y se ajuste a los requisitos específicos.

## **2.5. Criterios Éticos**

Para el proyecto de investigación, se tomarán en consideración los aspectos éticos de profesionalismo, los cuales se regirán por el código de ética del Colegio de ingenieros del Perú (CIP, 1999) y el código de ética de investigación de la Universidad Señor de Sipán (USS, 2017).

El Código de Ética del Colegio de Ingenieros (CIP), aprobado en la III Sesión Ordinaria del Congreso Nacional de Consejos Departamentales del Periodo 1998 – 1999 en la Ciudad de Tacna los días 22, 23 y 24 de abril de 1999, establece en sus artículos 2 y 5 que los ingenieros deben fomentar y salvaguardar la integridad, el prestigio y la honorabilidad de su profesión. Además, se espera que el ingeniero sea un modelo para la sociedad y que contribuya a la misma no solo con su trabajo, sino también con

su honestidad y su ejemplo como ciudadano responsable. También se hace hincapié en la importancia de cuidar los recursos, actuar de manera racional y preservar el medio ambiente.

Por otro lado, el Código de Ética de Investigación de la Universidad Señor de Sipán (USS), ratificado mediante el Acuerdo de Consejo Universitario con Resolución Rectoral N° 0851-2017/USS, tiene como objetivo definir, guiar y cumplir los principios éticos en la realización de investigaciones académicas por parte de los investigadores.[20], [21].

## **2.6. Criterios de rigor científico.**

**Veracidad:** Los resultados de la investigación son el fruto de la coherencia interna entre la realidad y los datos recopilados mediante encuestas y estudios realizados.

**Aplicabilidad:** Los hallazgos de la investigación pueden ser empleados en futuros estudios, contribuyendo así al avance del conocimiento científico.

**Consistencia:** Los resultados obtenidos en la investigación son coherentes, ya que al ser medidos una o más veces, las variables mostrarán el mismo patrón de resultados.

**Neutralidad:** El autor trabajará de manera imparcial durante todo el proceso de investigación para garantizar la integridad de la información obtenida, tal como lo dictan los instrumentos de medición.

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1. Resultados

##### Desarrollo de un estudio cinemático y dinámico de los movimientos de rehabilitación de Abducción-Aducción y Flexión-Extensión.

Para realizar un estudio de los múltiples movimientos (cinemático y dinámico), se tomó en cuenta la investigación “la anatomía de la mano” (Chavarría, 2016). Donde se determinó que los desplazamientos principales, son de movimiento abducción – aducción y Flexión – Extensión. Las cuales son evaluadas al inicio y al final de su desplazamiento:

##### Análisis del desplazamiento cinemático y dinámico del movimiento Abducción – Aducción.

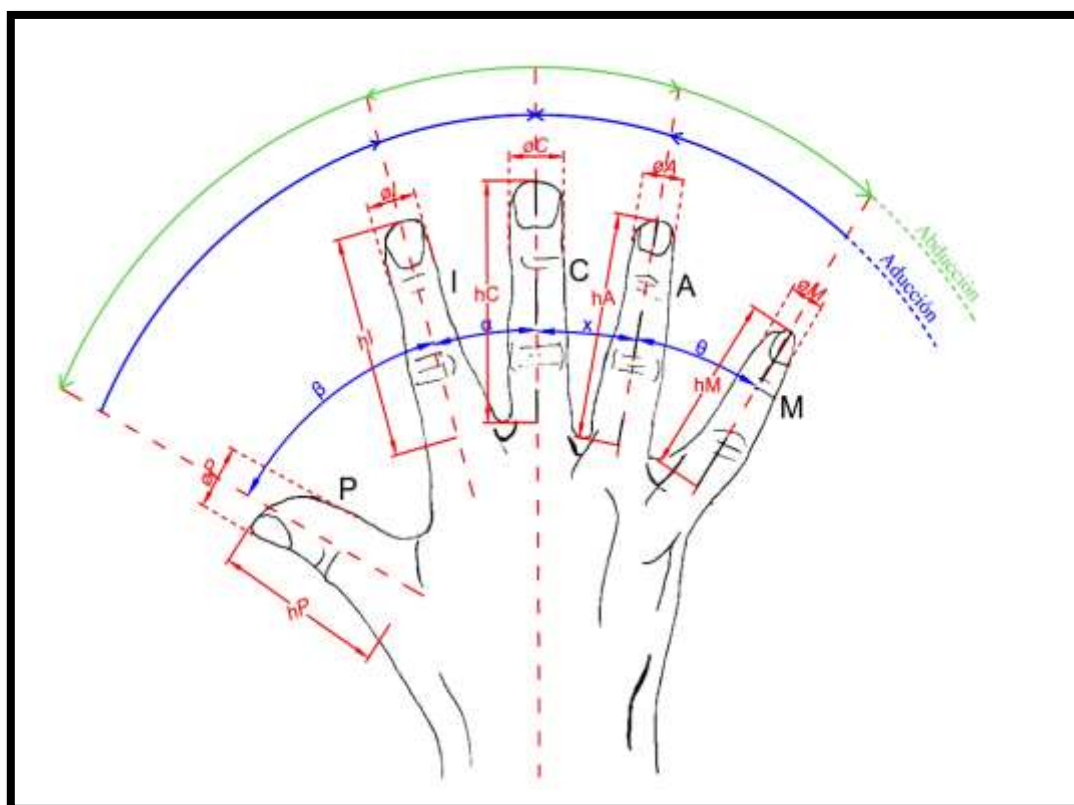


Figura 18 Movimiento de Abducción - Aducción.

Donde:

- Los dedos de la mano son:



## Análisis del desplazamiento cinemático y dinámico del movimiento Flexión – Extensión.

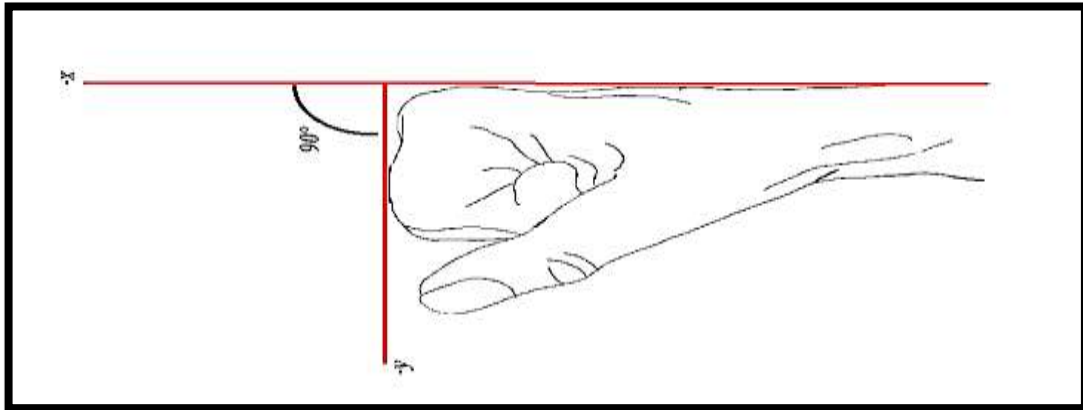


Figura 19 Movimiento de Flexión.

Fuente: Elaboración propia.

Donde:

El movimiento entre el eje “-x” y el eje “-z” crea un ángulo máximo de flexión de 90°.

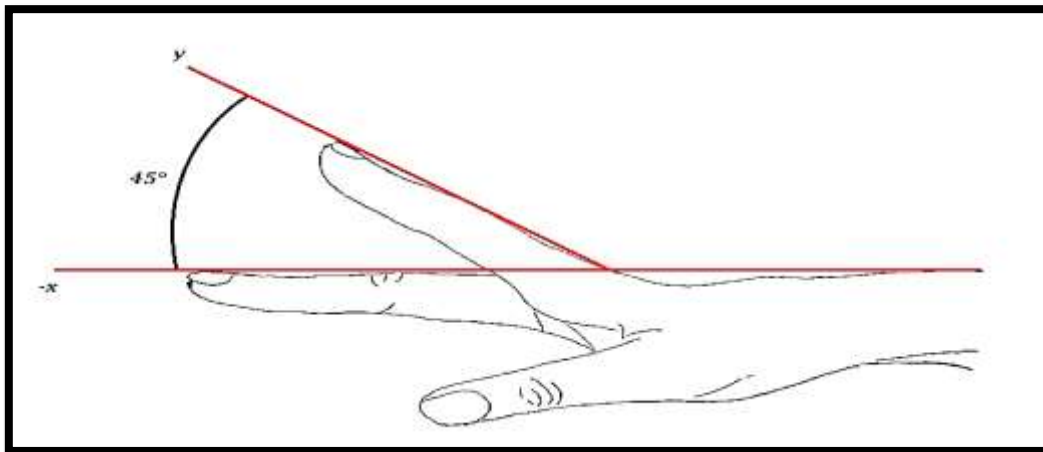


Figura 20 Movimiento de Extensión.

Donde:

El movimiento entre el eje “-x” y el eje “y” crea un ángulo máximo de extensión de 45°.

Luego del análisis de los desplazamientos cinemático y dinámico de los movimientos abducción – aducción y Flexión – Extensión. Se apoyó sobre los resultados obtenidos por



medio del instrumento de recolección de datos “Encuesta”, determinando espesores, medidas y ángulos promedios de la estructura de la mano. (Ver anexo 02)

Tabla 5 Dimensiones de la mano de acuerdo a las estaturas mínimas y máximas.

<b>Medidas de persona de estatura max 1.85 m.</b>				<b>Medidas de persona de estatura min 1.57 m</b>				
<b>Dedos</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>Longitud Total (cm)</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>Longitud Total (cm)</b>
<b>Pulgar</b>	4.30		3.70	8.00	2.90		2.10	5.00
<b>Índice</b>	5.90	3.50	2.10	11.50	3.20	2.10	1.50	6.80
<b>Corazón</b>	6.10	4.30	2.40	12.80	3.90	2.40	1.00	7.30
<b>Anular</b>	6.00	3.50	2.60	12.10	3.10	2.10	1.80	7.00
<b>Meñique</b>	4.60	2.60	1.90	9.10	2.70	1.90	1.10	5.70

Fuente: Elaboración propia.

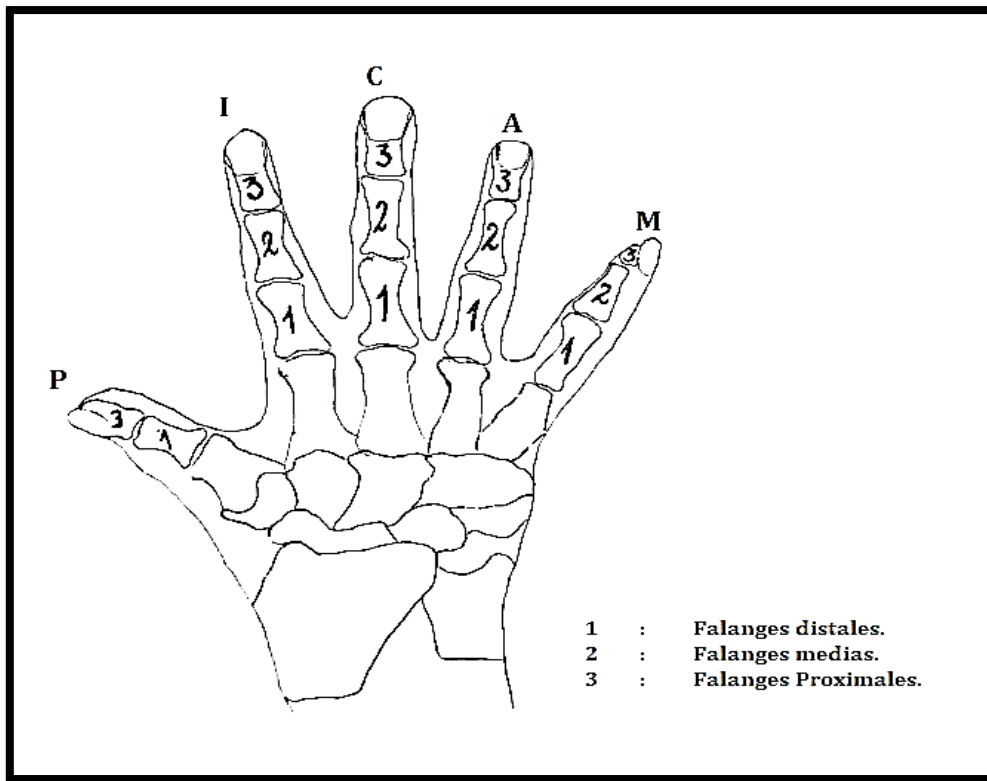


Figura 21 Dimensión de los dedos de la mano.

Tabla 6 Dimensiones por cada parte de los dedos.

Dedos	Longitudes (cm)	Longitud Total (cm)
P1	3.60	6.50
P3	2.90	
I1	4.55	9.15
I2	2.80	
I3	1.80	
C1	5.00	10.05
C2	3.35	
C3	1.70	
A1	4.55	9.55
A2	2.80	

A3	2.20	
M1	3.65	7.40
M2	2.25	
M3	1.50	

Tabla 7 Medidas Promedio de los dedos de la mano.

DEDOS	Longitudes						Longitud de Circunferencia		
	U.M		U.M		U.M		U.M		
	1	2	3	Longitud Total (cm)			1		
<b>Pulgar</b>	3.60	cm		2.90	cm	6.50	7.18	cm	
<b>Índice</b>	4.55	cm	2.80	cm	1.80	cm	9.15	7.18	cm
<b>Corazón</b>	5	cm	3.35	cm	1.70	cm	10.05	7.15	cm
<b>Anular</b>	4.55	cm	2.80	cm	2.20	cm	9.55	6.81	cm
<b>Meñique</b>	3.65	cm	2.25	cm	1.50	cm	7.40	6.32	cm

Tabla 8 Ángulos entre los dedos.

Ángulos		
	Ángulo máximo de Abducción	Ángulo mínimo de Aducción
<b><math>\beta</math>: ángulo de PI</b>	78°	0°
<b><math>\alpha</math>: ángulo de IC</b>	70°	0°
<b><math>\chi</math>: ángulo de CA</b>	60°	0°
<b><math>\theta</math>: ángulo de AM</b>	55°	0°

Los ángulos determinados, tienen un aproximado referente a un equipo de medición. siendo el Pollexograph, un dispositivo para la medición palmar de los diversos ángulos de flexión, extensión, abducción y aducción. Lo cual serán expresados en la siguiente tabla.

Tabla 9 Ángulos medios, desviación estándar, rangos y confiabilidad (SEM, SDD e ICC) para la abducción palmar medida

<b>Método</b>	<b>Activo/Pasivo</b>	<b>Significar (*) ± SD</b>	<b>Distancia (*)</b>	<b>SEM</b>	<b>SDD</b>	<b>ICC</b>
<b>Pollexografía</b>	Activo	47.5 ± 14.2	24 - 70	1.6	4.5	0.99
<b>Pollexografía</b>	Pasivo	50.2 ± 12.4	28 - 78	1.8	5.0	0.98

Fuente: (Kraker, 2009).

Abreviaturas: SD = desviación estándar; SEM = error estándar de medición, SDD = diferencia más pequeña detectable; ICC = coeficiente de correlación intraclass.

### **Velocidad y Tiempo**

Para determinar el tiempo fue necesario acudir a los datos recaudados por medio de la encuesta (ver anexo 01). Donde, se obtuvo un tiempo recomendado por los profesionales a cargo de realizar la terapia. Lo cual, determina el tiempo que toma desplazarse para ejecutar los cuatro tipos de movimientos que se describen de la siguiente manera:

Tabla 10 Tiempo recomendado para la terapia.

<b>Tiempo Recomendado</b>	<b>Terapia inicial</b>	<b>Terapia evolutiva</b>
<b>Movimiento de Abducción</b>	15 seg.	5 seg.
<b>Movimiento de Aducción</b>	15 seg.	5 seg.
<b>Movimiento de Flexión</b>	15 seg.	5 seg.

<b>Movimiento de</b>	15 seg.	5 seg.
<b>Extensión</b>		

En la presente tabla, se pudo determinar que el paciente en una etapa inicial de la terapia toma un tiempo recomendado de 15 segundos para realizar cada movimiento. Mientras tanto, en una terapia evolutiva el paciente solo toma un tiempo recomendado de 5 segundos para realizar cada tipo de movimientos.

Para determinar la velocidad angular, se determinó por el recorrido que demanda el desplazamiento flexión –extensión, iniciando desde los 0°, hasta los 135°. Lo cual, se calculó las velocidades recomendadas para los dos tipos de terapia:

Terapia Inicial

$$\omega(\text{rad.s}) \times t(\text{s}) = \theta (\text{rad})$$

Donde:

$\theta$ : Radianes de espacio de desplazamiento.

$\theta$ : (135 grados sexagesimales de espacio = 2.36 radianes.)

$\omega$ : Velocidad angular.

t: Tiempo

$$\omega(\text{rad/s}) \times t(\text{s}) = \theta (\text{rad})$$

$$\omega (\text{rad/s}) \times 15 \text{ s} = 2.36 \text{ rad}$$

$$\omega (\text{rad/s}) = \frac{2.36 \text{ rad}}{15 \text{ s}}$$

$$\omega = 0.157 \text{ rad/s}$$

## Terapia Evolutiva

$$\omega(\text{rad. s}) \times t(\text{s}) = \theta$$

Donde:

$\theta$ : Radianes de espacio de desplazamiento.

$\theta$ : (135 grados sexagesimales de espacio = 2.36 radianes.)

$\omega$ : Velocidad angular.

t: Tiempo

$$\omega(\text{rad/s}) \times t(\text{s}) = \theta (\text{rad})$$

$$\omega (\text{rad/s}) \times 5 \text{ s} = 2.36 \text{ rad}$$

$$\omega (\text{rad/s}) = \frac{2.36 \text{ rad}}{5 \text{ s}}$$

$$\omega = 47 \text{ rad/s}$$

### **Análisis de grados de libertad**

Para establecer los niveles de movilidad del mecanismo exoesqueleto, emplearemos el principio de kutzbach – Grübler, el cual se presenta a continuación.[22]

$$\text{GDL} = 3(n-1) - 2\text{PI} - \text{PII}$$

Donde: GDL= niveles de libertad global del mecanismo; n = cantidad de eslabones (contando el eslabón inamovible); PI = cantidad de uniones inferiores (un nivel de libertad); PII = cantidad de uniones inferiores (dos niveles de libertad).

Tomando en cuenta que el soporte de la mano actúa como un eslabón estático, las conexiones entre este eslabón de la mano y cada uno de los dedos, totalizan 21; por lo tanto, el valor de n es igual a 21.

En relación a los pares inferiores, encontramos 14 con la peculiaridad que son pares inferiores son de 1 grado de libertad y 7 son pares inferiores de 2 grados de libertad.

Entonces, los valores para aplicar en la fórmula anterior se presentarían de esta forma:

$$n = 21; PI = 14; PII = 7$$

Al resolver la ecuación con estos valores, se obtiene lo siguiente:

$$GDL = 3(n - 1) - 2PI - PII$$

$$GDL = 25$$

Por lo tanto, el mecanismo tiene 25 grados de libertad.

Tomando en cuenta lo investigado los parámetros de diseño son los siguientes:

➤ Longitud de los dedos

Longitud del dedo Pulgar : 6.50 cm

Longitud del dedo Índice : 9.15 cm

Longitud del dedo Corazón : 10.05 cm

Longitud del dedo Anular : 9.55 cm

Longitud del dedo Meñique : 7.40 cm

➤ Longitud de circunferencia

Longitud de circunferencia del dedo Pulgar : 7.18 cm

Longitud de circunferencia del dedo Índice : 7.18 cm

Longitud de circunferencia del dedo Corazón : 7.15 cm

Longitud de circunferencia del dedo Anular : 6.81 cm

Longitud de circunferencia del dedo Meñique : 6.32 cm

➤ Los ángulos son:

a) Ángulos máximos de Abducción

Ángulo de PI : 78°

Ángulo de IC : 70°

Ángulo de CA : 60°

Ángulo de AM: 55°

b) Ángulo de aducción es de 0°.

➤ Los tiempos son:

a) Terapia inicial

Tiempo estimado de 15 segundos.

b) Terapia evolutiva

Tiempo estimado de 5 segundos.

➤ Las velocidades son:

a) Terapia inicial

Para una terapia inicial la velocidad es de 0.157 rad/s

b) Terapia evolutiva

Para una terapia inicial la velocidad es de 47 rad/s

➤ Los grados de libertad son:

El mecanismo tiene 25 grados de libertad.

Al término, de los valores determinados por medio de la encuesta, procederemos a plantear y determinar los posibles diseños de solución. Que contenga: una practicidad de uso, eficiencia, portable, durabilidad y ligereza.

### **Selección del diseño conceptual del prototipo mecánico para movimientos de Abducción-Aducción y Flexión-Extensión.**

Una vez entendido cómo debe operar el exoesqueleto, podemos crear una matriz morfológica para encontrar la disposición geométrica que nos dé mejor resultado.

#### **Modelos**

➤ Modelo 1: Este modelo es controlado manual y automáticamente, detecta las señales visualmente, tiene un sistema de mecanismo de servomotor, la energía es



suministrada a través de una batería, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de flexión – extensión.

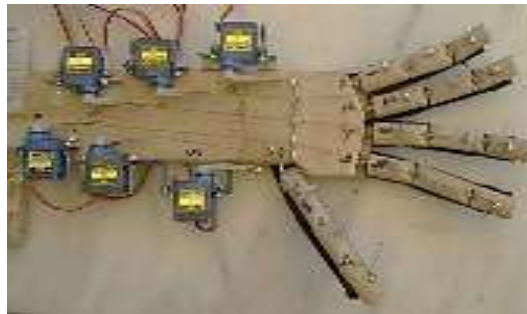


Figura 22 Modelo de mecanismo N° 1.

- Modelo 2: Este modelo es controlado automáticamente, detecta las señales por medio de sensores mioeléctricos, tiene un sistema de mecanismo de actuadores, la energía es suministrada a través de un banco de baterías, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de flexión – extensión y abducción – aducción.

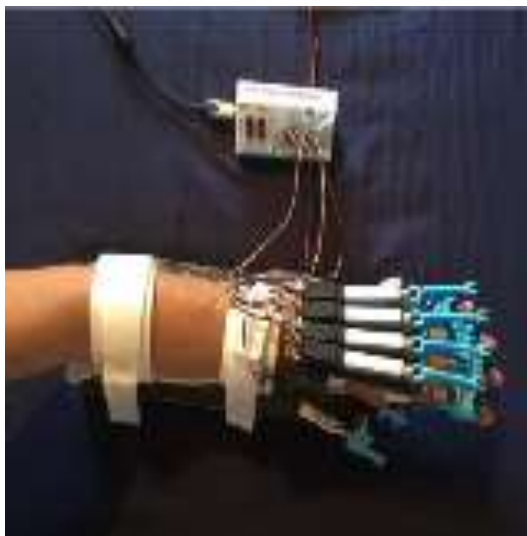


Figura 23 Modelo de mecanismo N° 2.

- Modelo 3: Este modelo es controlado automáticamente, detecta las señales por medio de sensores electromiográficos, tiene un sistema de mecanismo de electroestimulador, la energía es suministrada a través de corriente alterna

monofásica, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de flexión – extensión.



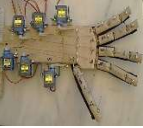



Figura 24 Modelo de mecanismo N° 3.

- Modelo 4: Este modelo es controlado automáticamente, detecta las señales visualmente, tiene un sistema de mecanismo neumático, la energía es suministrada a través de un banco de baterías, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de flexión – extensión.





Figura 25 Modelo de mecanismo N°4.

Tabla 11 matriz morfológica.

<b>Matriz de solución del prototipo mecánico para rehabilitación de mano con movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión</b>						
<b>Tipos</b>	<b>Sistema de control</b>	<b>Detección de señales</b>	<b>Sistema de mecanismo</b>	<b>Suministro de energía</b>	<b>Desplazamientos</b>	<b>Prototipo</b>
<b>Modelo 1</b>	Manual – Automático	Visual	Servo - Motor	Batería	Flexión – Extensión	
<b>Modelo 2</b>	Automático	Sensores Mieléctricos	Actuadores	Banco de baterías	Flexión – Extensión y Abducción – Aducción	
<b>Modelo 3</b>	Automático	Sensores Electromiográficos	Electroestimulador	Corriente alterna monofásica	Flexión – Extensión.	
<b>Modelo 4</b>	Automático	Visual	Neumático	Banco de baterías	Flexión – Extensión	

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 12 Concepto de Solución

Concepto de Solución	Tipo de Línea
Solución 1	
Solución 2	

## Concepto de Solución

### a. Concepto de Solución 1

Es la solución que realizará la rehabilitación de mano, donde el diseño es controlado manual y automáticamente, detecta las señales a través de sensores mioeléctricos, tiene un sistema de mecanismo de actuadores, la energía es suministrada a través de corriente alterna monofásica, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de abducción – aducción y flexión – extensión.

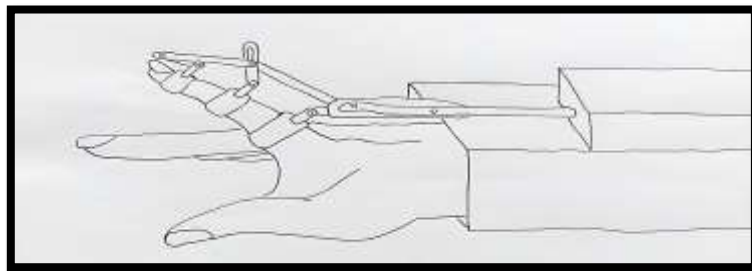


Figura 26 Solución 1

### b. Concepto de Solución 2

Es la solución que realizará la rehabilitación de mano, donde el diseño es controlado automáticamente, detecta las señales a través de sensores electromiográficos, tiene un sistema de mecanismo neumático, la energía es suministrada a través de banco de baterías, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de abducción – aducción y flexión – extensión.

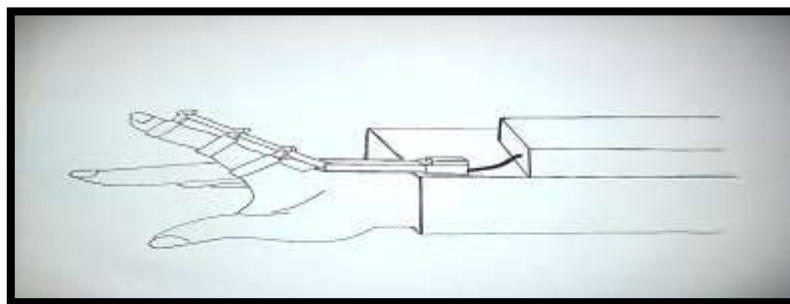


Figura 27 Solución 2

Se realiza esquemas de los conceptos de solución ya vistos anteriormente y se procede a hacer una evaluación tomando valores del 1 al 5, donde:

Tabla 13 Valores para criterios de evaluación.

1: No aceptable	2: Deficiente	3: Regular	4: Bueno	5: Satisfactorio
-----------------	---------------	------------	----------	------------------

Fuente: Elaboración propia

Tabla 14 Criterios de evaluación

N°	CRITERIOS TÉCNICOS Y ECONÓMICOS	SOLUCIÓN	
		1	2
1	Estabilidad	4	4
3	Facilidad de manejo	4	4
4	Seguridad	3	3
5	Rapidez	3	2
6	Mantenimiento	3	2
7	Montaje	4	3
9	Fabricación	4	4
10	Fuerza	4	4
11	Función	4	2
	Suma Total	33	28

Después de haber realizado los análisis de las posibles soluciones, se determinó que la solución N° 1 es la solución que realizará una mejor rehabilitación de mano, donde el diseño es controlado manual y automáticamente, detecta las señales a través de sensores mioeléctricos, tiene un sistema de mecanismo neumático, la energía es suministrada a través de corriente alterna monofásica, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de abducción – aducción y flexión – extensión.

Además, el proceso de rehabilitación es progresivo y evoluciona gradualmente a medida que se desarrollan los músculos y nervios. Por lo tanto, es crucial diseñar un dispositivo que pueda adaptarse al avance de la recuperación.

Conociendo las necesidades principales, podemos crear un esquema de funciones estructurales para entender exhaustivamente el trabajo que realizará el dispositivo.

**Diagrama de funciones:**

En esta fase del diseño se define inicialmente el concepto del mecanismo, partiendo en principios técnicos, organizando la secuencia de operaciones y finalmente estableciendo el diagrama de funciones del mecanismo, que se muestra en la figura 25 junto con su secuencia de procesos correspondiente.

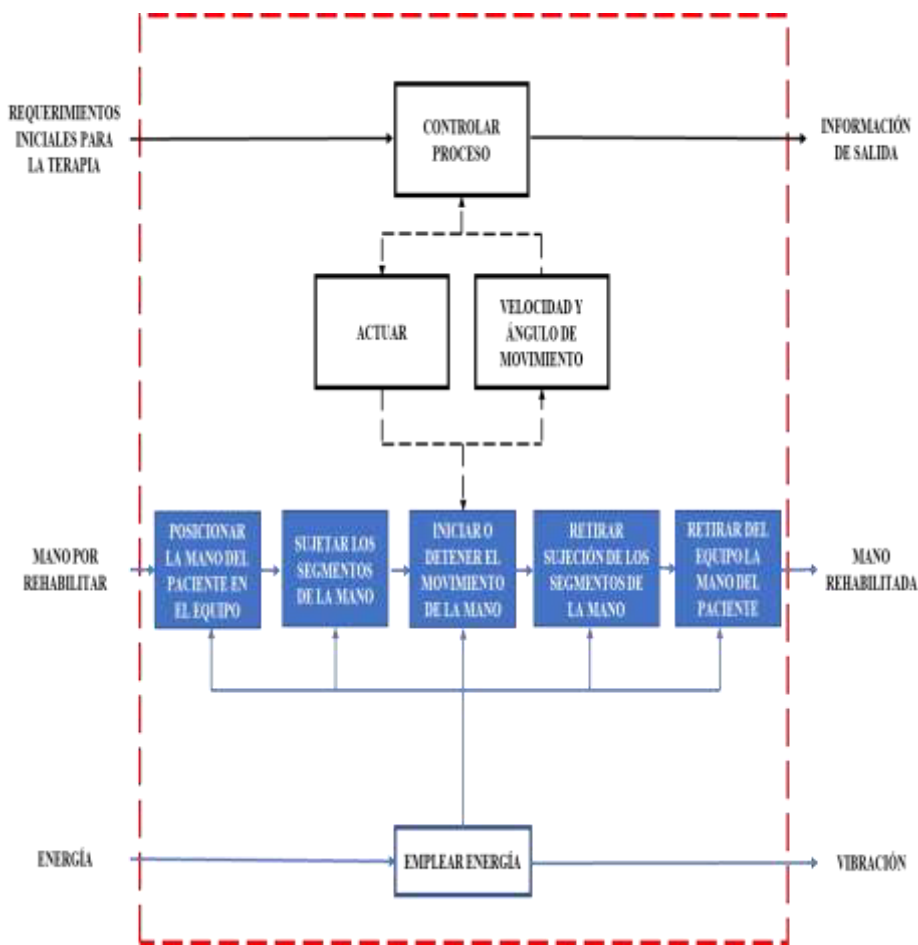


Figura 28 Diagrama de funciones.

**Dimensionar los componentes del mecanismo de rehabilitación basado en cálculos cinemáticos y estáticos.**

El presente proyecto consta de 2 tipos de desplazamientos que comprometen a todo el sistema. Lo cual, cada desplazamiento está conformado por una serie de componentes que representan un mecanismo. Es por ello, que el dimensionamiento de los componentes es evaluado bajo un software de diseño (SolidWorks 2017) y es analizado en tramos:

**Tramo A: Accionamiento de los dedos Flexión – Extensión.**



Figura 29 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos. (Prueba 1).

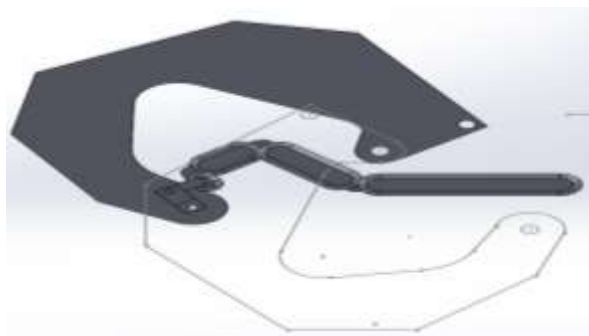


Figura 30 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 1).

En las figuras 29 y 30, podemos apreciar el dimensionamiento de un componente para ejecutar los movimientos de flexión y extensión, cuyo resultado fue favorable para



el movimiento de flexión. En tanto, al movimiento de extensión presentó fallas al final del recorrido. Siendo descartado como un posible componente para el presente diseño.

A su vez, se logró determinar que el componente a dimensionar tiene que estar conformado por un mínimo de 5 piezas.

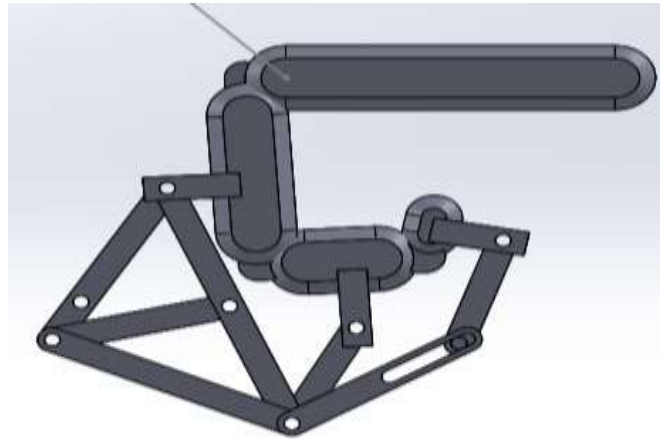


Figura 31 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos (Prueba 2).

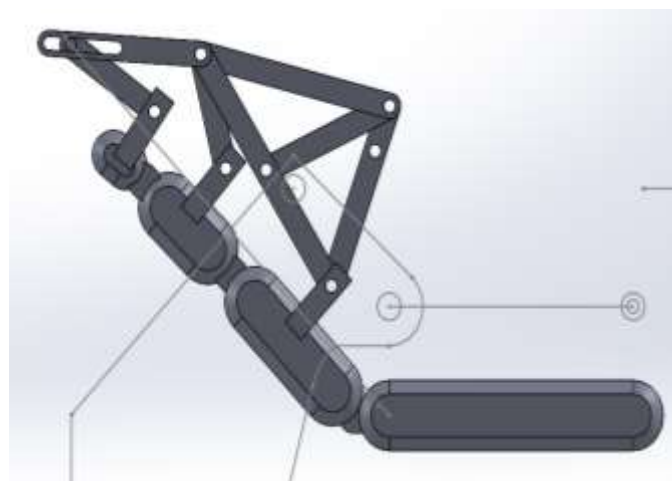


Figura 32 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 2).

En las figuras 31 y 32, presentamos una segunda opción para los movimientos de flexión y extensión, teniendo un resultado favorable para ambos movimientos. Cuya

única dificultad es el sobre peso y la complejidad al desplazarse las barras, tras el accionamiento del pistón.

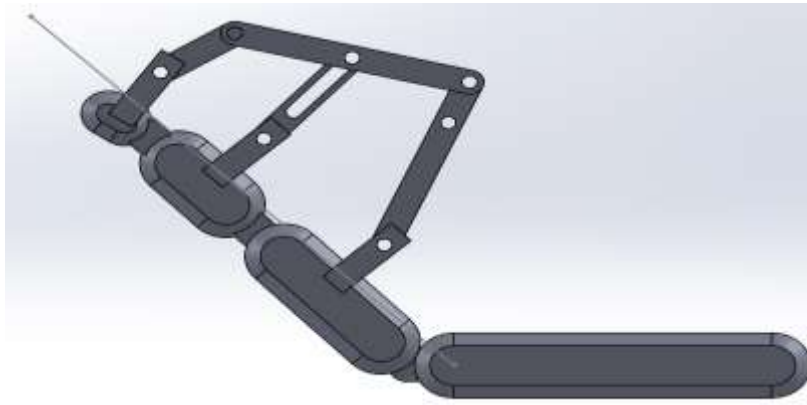


Figura 33 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de extensión en los dedos (Prueba 3).

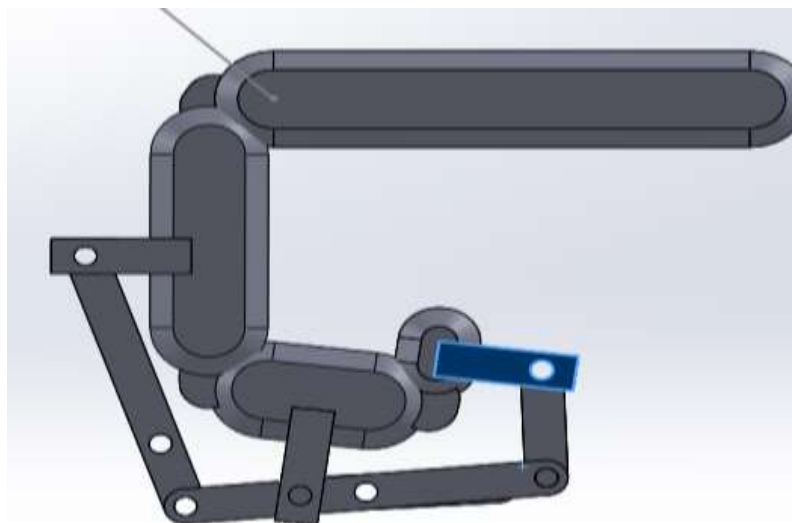


Figura 34 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de flexión en los dedos (Prueba 3).

Finalmente, en las figuras 33 y 34, podemos apreciar una solución para el dimensionamiento del primer componente, que se encarga de realizar el movimiento de flexión y extensión en los 5 dedos del paciente.

**Tramo B: Accionamiento de los dedos Aducción – Abducción.**

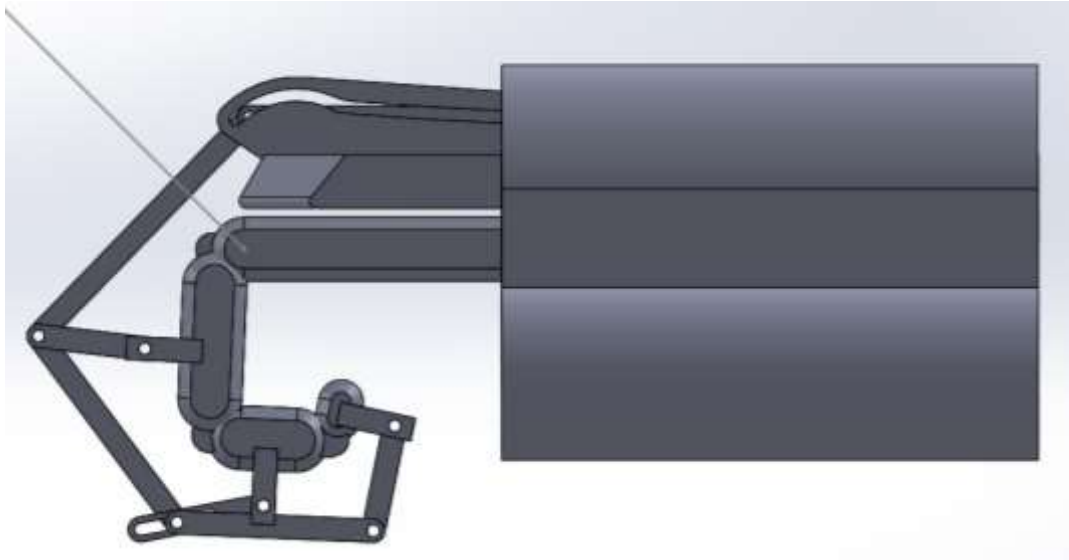


Figura 35 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de aducción en los dedos (Prueba 1)

En la presente figura mostramos el movimiento final de aducción teniendo un resultado favorable debido a que el presente diseño, se anexó una guía. La cuál, permite desplazarse sin presentar alguna restricción.

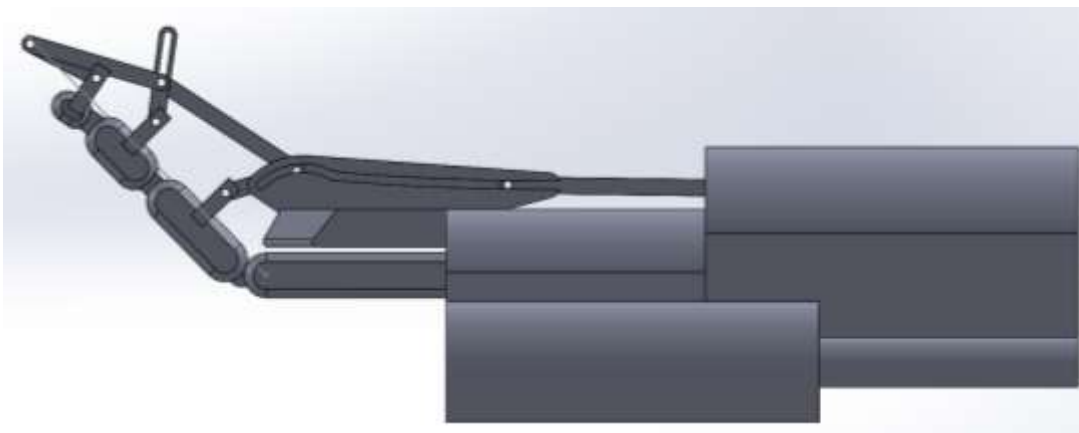


Figura 36 Dimensionamiento de un componente para el movimiento de abducción en los dedos (Prueba 1)

Por último, se determinó el movimiento de abducción en su totalidad, siendo un valor de  $45^\circ$  sobre el eje X. Es así como se llegó al término del diseño en su totalidad.

Movimiento final de extensión y abducción teniendo un resultado favorable debido a que el presente diseño, se anexó una guía. La cuál, permite desplazarse sin presentar alguna restricción.

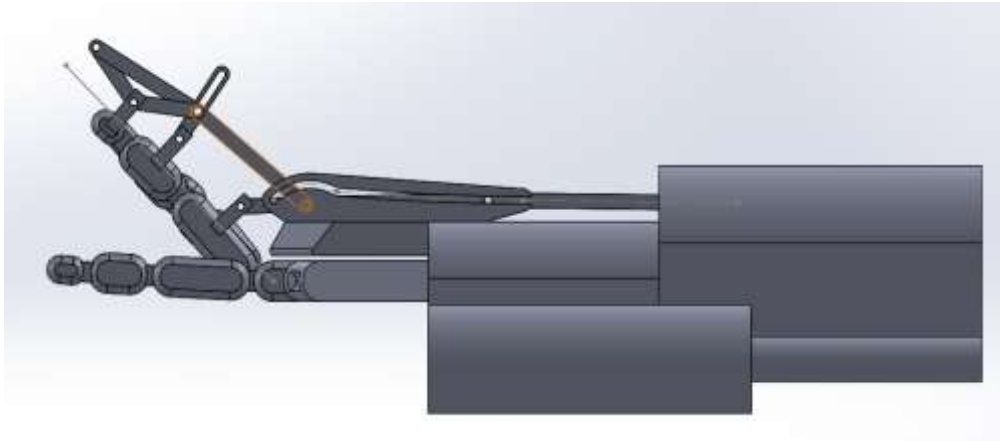


Figura 37 Movimiento final de extensión y abducción.

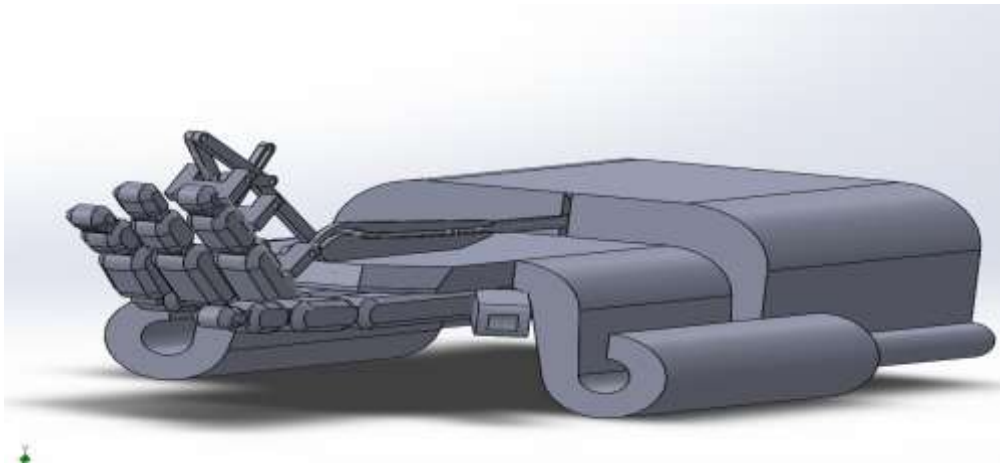


Figura 38 Movimiento de extensión y abducción.

Movimiento final de flexión y aducción teniendo un resultado favorable debido a que el presente diseño, se anexó una guía. La cuál, permite desplazarse sin presentar alguna restricción.

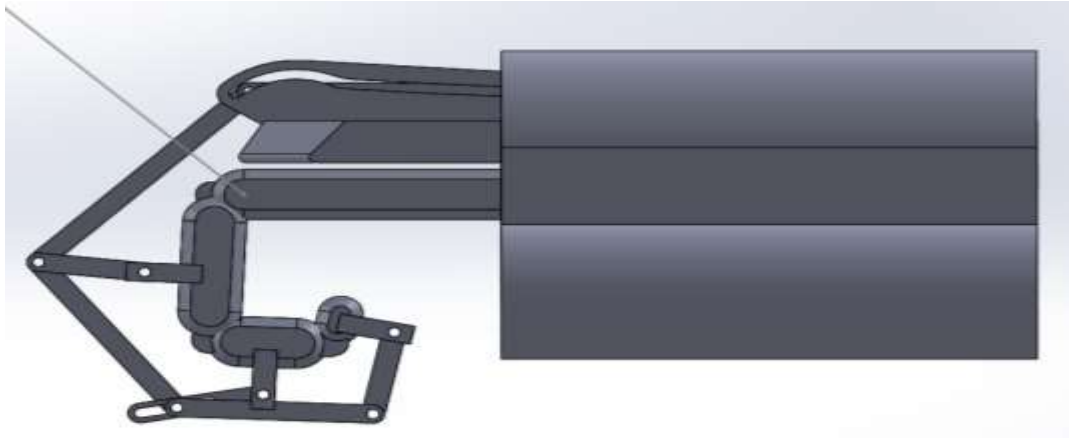


Figura 39 Movimiento final de flexión y aducción

Análisis cinemático del movimiento final de extensión y abducción.

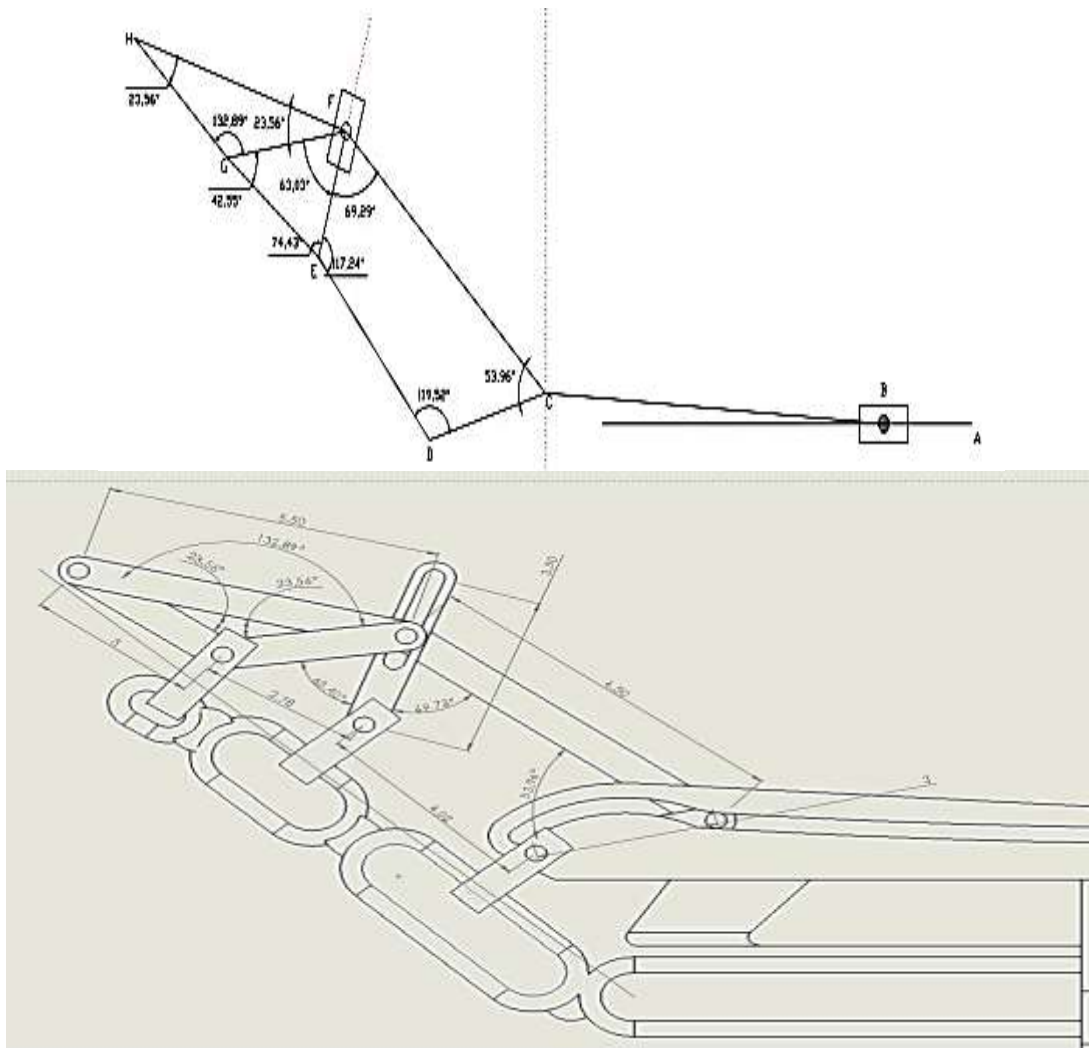


Figura 40 Análisis cinemático del movimiento de extensión y abducción.

Análisis cinemático del movimiento final de flexión y aducción.

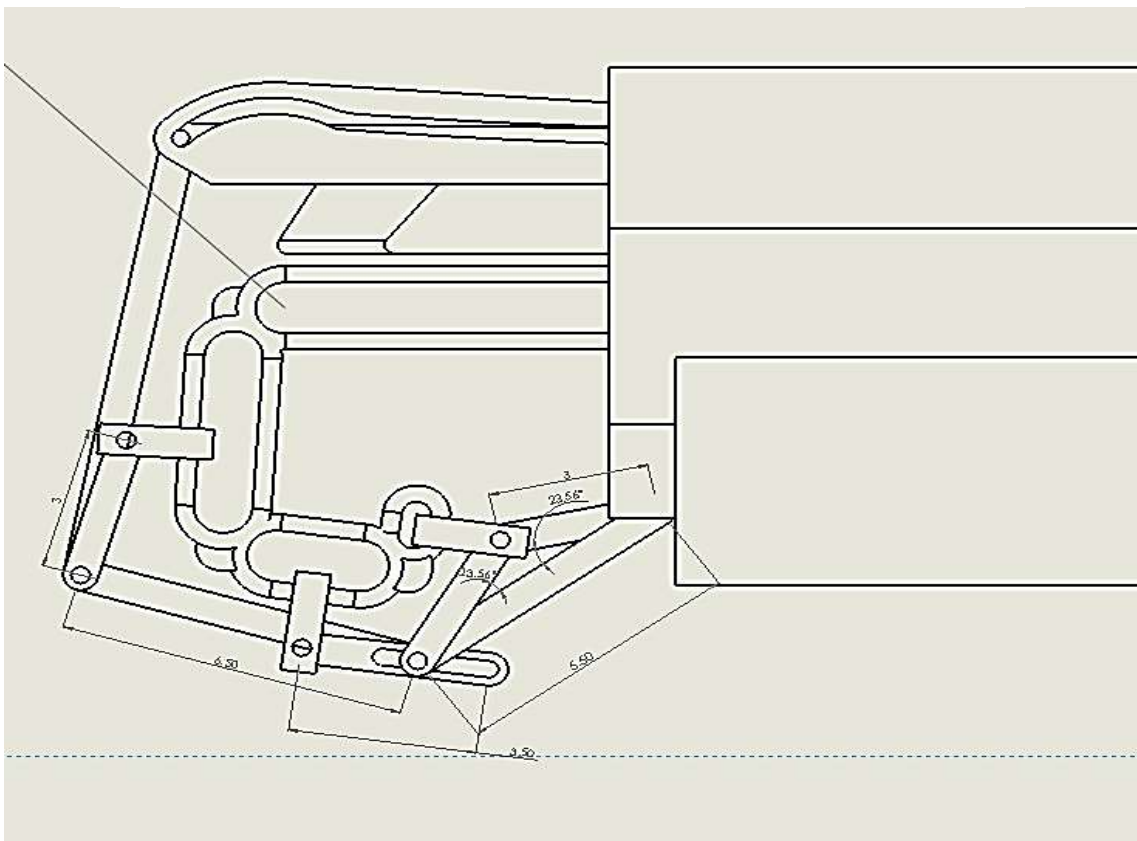
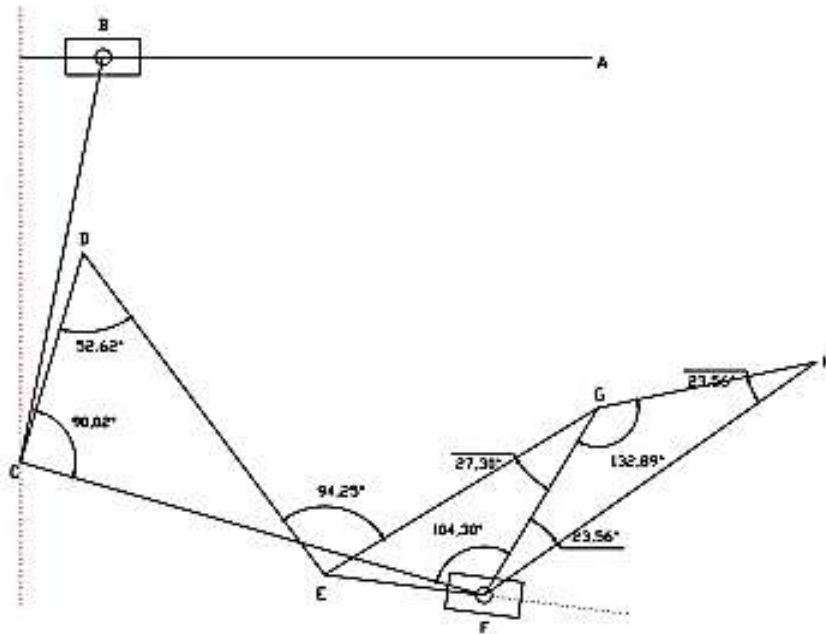


Figura 41 Análisis cinemático del movimiento de flexión y aducción.

Análisis estático en extensión y abducción hacia flexión y aducción.

Aplicando la fuerza de 24.31 N, obtenemos un factor de seguridad de 3

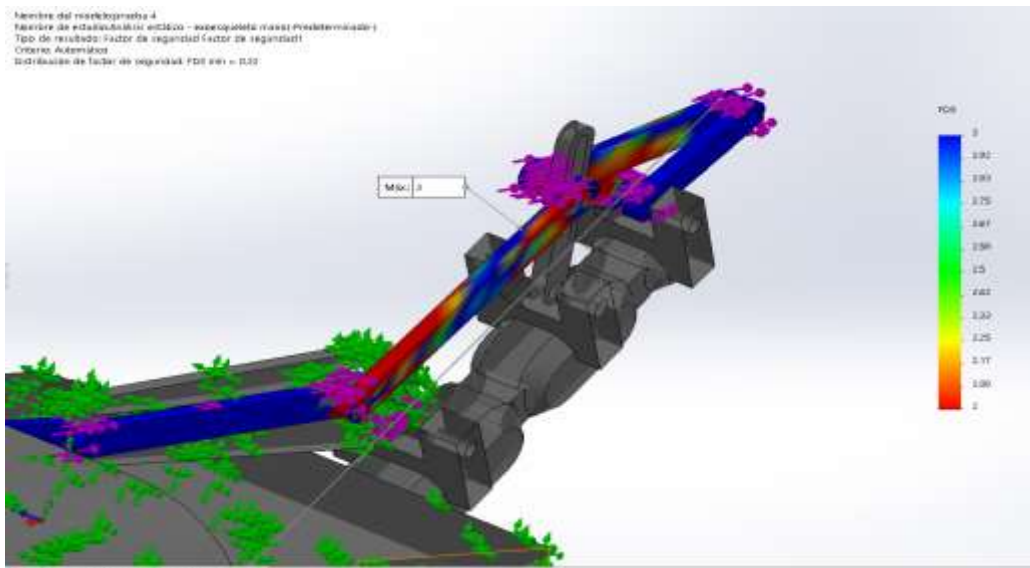


Figura 42 Factor de seguridad

Aplicando la fuerza de 24.31 N, desde la vista superior tenemos una deformación máxima de 0.0291 mm.

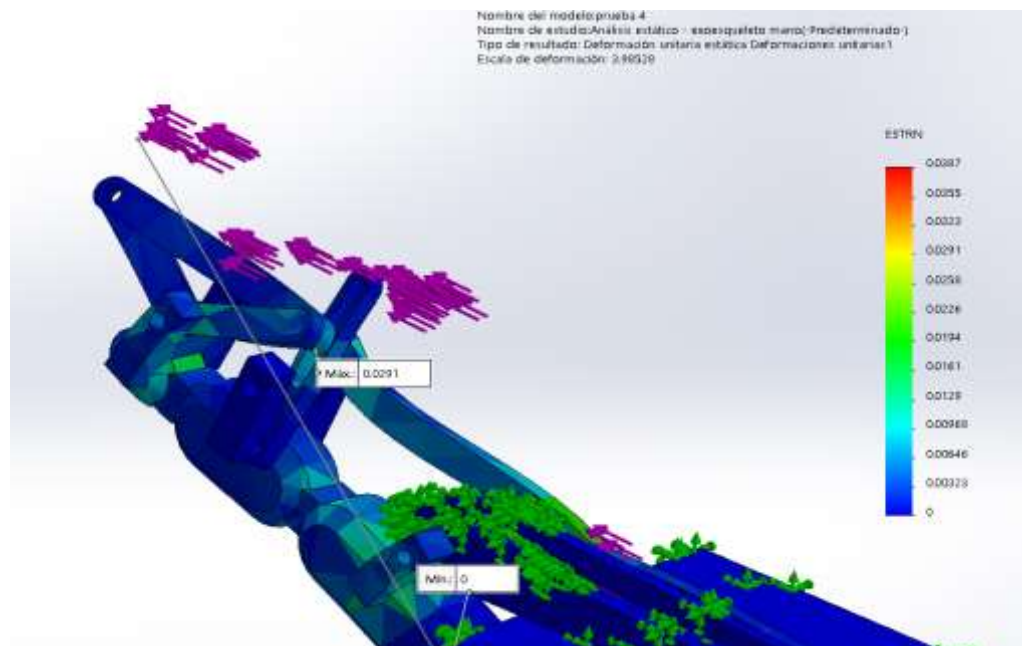


Figura 43 Deformación máxima vista superior.





Aplicando la fuerza de 24.31 N, desde la vista superior a la mitad del recorrido extensión y aducción hacia la flexión, tenemos una deformación máxima de 13.2 mm.

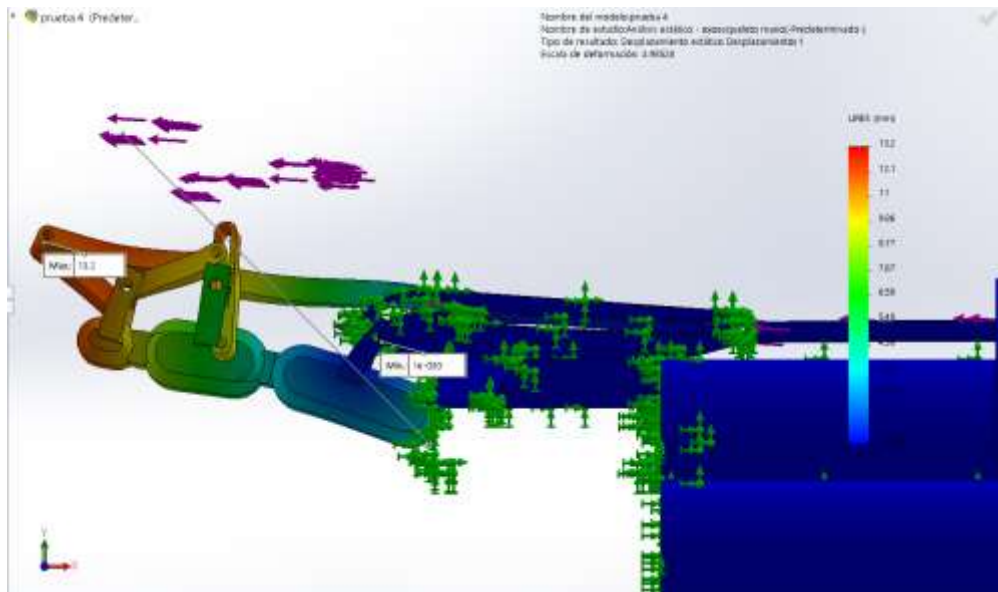


Figura 46 Deformación desde la vista superior a la mitad del recorrido de extensión y abducción hacia flexión y aducción.

Aplicando la fuerza de 24.31 N, desde la vista frontal al ángulo máximo de extensión y abducción tenemos una deformación máxima de 0.000226 mm.

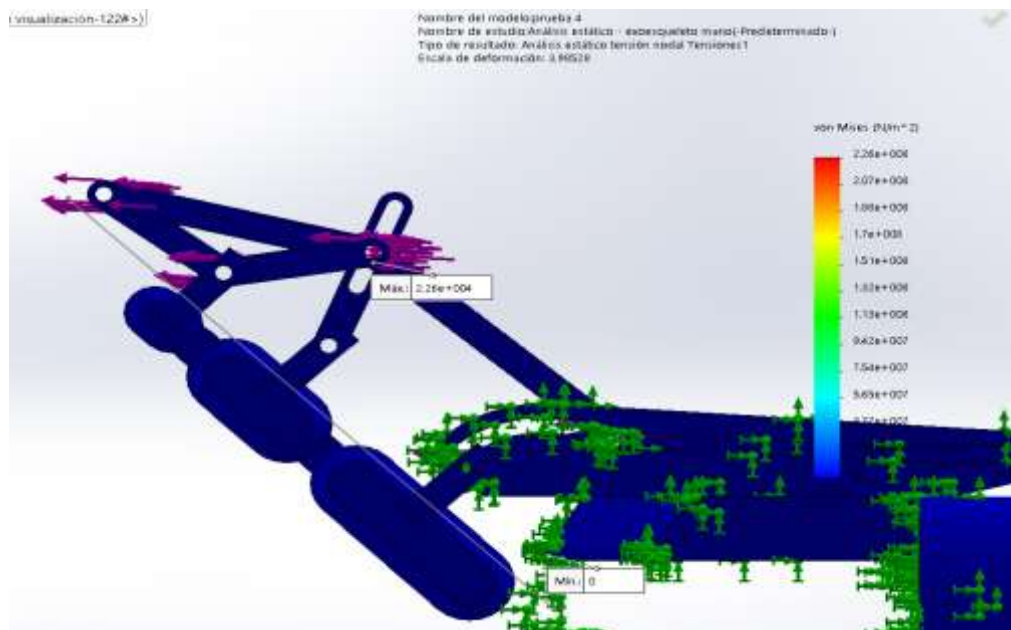


Figura 47 Deformación desde la vista frontal al ángulo máximo de extensión y abducción

Aplicando la fuerza de 24.31 N, desde la vista frontal a la mitad del recorrido extensión y aducción hacia la flexión y aducción, tenemos una deformación máxima de 0.0000000226 mm.

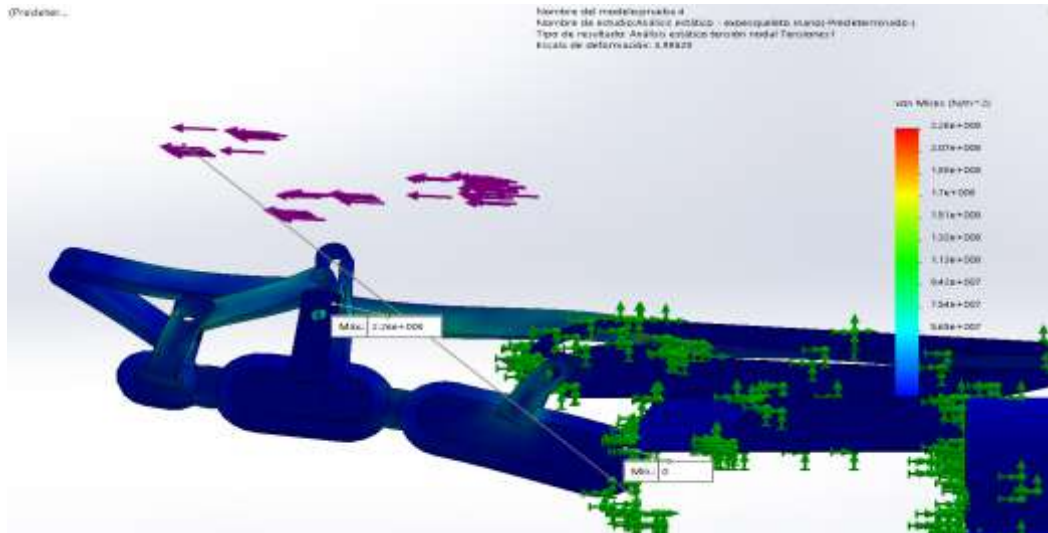


Figura 48 Deformación desde la vista frontal a la mitad del recorrido de extensión y abducción hacia flexión y aducción.

Las figuras 49 y 50 representan la fatiga, respecto a la tensión aplicada sobre el eslabón pasante, debido a que es la parte más crítica de todo el sistema

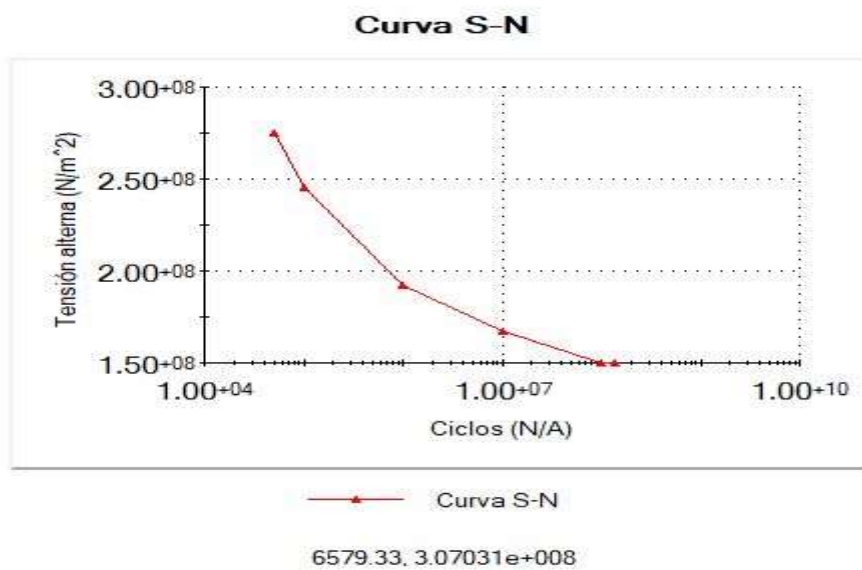


Figura 49 Curva de deformación

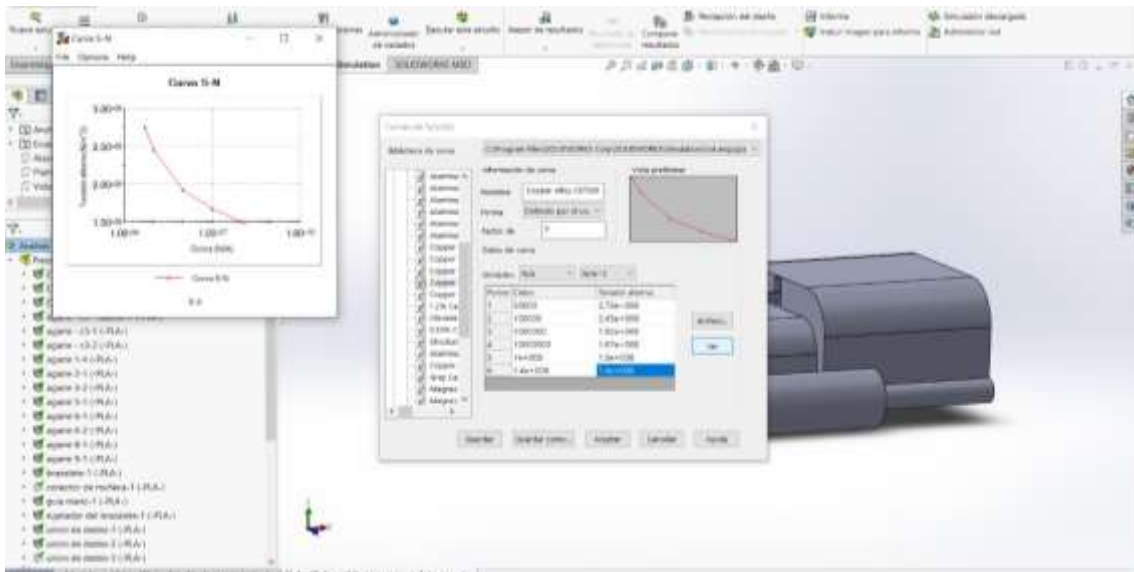
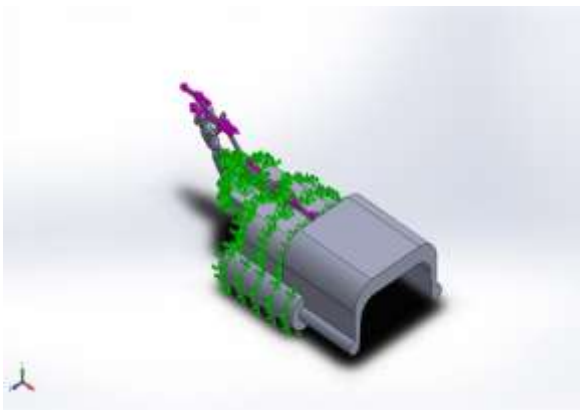


Figura 50 Fatiga en eslabón pasante.

### Estudio estático del sistema - exoesqueleto



Modelo original



Modelo analizado

### Propiedades de estudio


<b>Nombre de estudio</b>	Análisis estático - exoesqueleto mano
<b>Tipo de análisis</b>	Análisis estático
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Efecto térmico:</b>	Activar

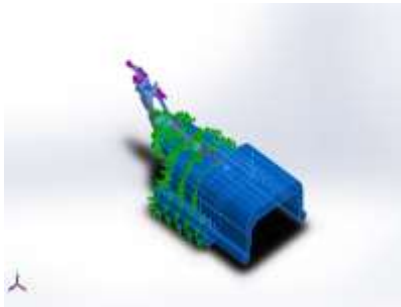
<b>Opción térmica</b>	Incluir cargas térmicas
<b>Temperatura a tensión cero</b>	298 Kelvin
<b>Tipo de solver</b>	FFEPlus
<b>Efecto de rigidización por tensión (Inplane):</b>	Desactivar
<b>Opciones de unión rígida incompatibles</b>	Automático
<b>Gran desplazamiento</b>	Activar
<b>Calcular fuerzas de cuerpo libre</b>	Activar
<b>Carpeta de resultados</b>	Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Desktop\tesis\pizarro\prueba 4)

#### Unidades

<b>Sistema de unidades:</b>	Métrico (MKS)
<b>Longitud/Desplazamiento</b>	mm
<b>Temperatura</b>	Kelvin
<b>Velocidad angular</b>	Rad/seg
<b>Presión/Tensión</b>	N/m <sup>2</sup>

Propiedades de material

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p><b>Nombre:</b> Mano</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión de von Mises máx.</p> <p><b>Límite elástico:</b> 6.4e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 2e+007 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 6.2e+008 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.394</p> <p><b>Densidad:</b> 920 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 2.189e+008 N/m<sup>2</sup></p>	<p>Sólido 1(Cortar-Extruir2)(C1-1),</p> <p>Sólido 1(Simetría1)(C2-1),</p> <p>Sólido 1(Chaflán1)(C3-1)</p>
<p>Datos de curva:N/A</p>		



**Nombre:** PLA  
**Tipo de modelo:** Isotrópico elástico  
lineal  
**Criterio de error** Tensión de von  
**predeterminado:** Mises máx.  
**Límite elástico:** 7.2e+007 N/m<sup>2</sup>  
**Límite de tracción:** 7e+007 N/m<sup>2</sup>  
**Límite de** 8.6e+007 N/m<sup>2</sup>  
**compresión:**  
**Módulo elástico:** 3.6e+009 N/m<sup>2</sup>  
**Coefficiente de** 0.4  
**Poisson:**  
**Densidad:** 1240 kg/m<sup>3</sup>  
**Módulo cortante:** 3.189e+008 N/m<sup>2</sup>

Sólido 1(Cortar-Extruir1)(agarre - c3 - nudillo-1),  
Sólido 1(Cortar-Extruir1)(agarre - c3-1),  
Sólido 1(Cortar-Extruir1)(agarre - c3-2),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 1-4),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 2-1),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 3-2),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 5-1),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 6-1),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 6-2),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 8-1),  
Sólido 1(Saliente-Extruir1)(agarre 9-1),  
Sólido 1(Redondeo2)(brazalete-1),  
Sólido 1(Cortar-Extruir2)(guia mano-1),  
Sólido 1(Saliente-Extruir2)(sujetador del brazalete-1),

		Sólido 1(Saliente-Extruir1)(union de dedos-1), Sólido 1(Saliente-Extruir1)(union de dedos-2)
Datos de curva:N/A		

### Cargas y sujeciones

Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Fijo-1		<b>Entidades:</b> 1 arista(s), 32 cara(s) <b>Tipo:</b> Geometría fija		
<b>Fuerzas resultantes</b>				
<b>Componentes</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b>Resultante</b>
<b>Fuerza de reacción(N)</b>	825.078	-49.1156	0.00312089	826.539

<b>Momento de reacción(N.m)</b>	0	0	0	0
---------------------------------	---	---	---	---

<b>Nombre de carga</b>	<b>Cargar imagen</b>	<b>Detalles de carga</b>
Fuerza-1		<p><b>Entidades:</b> 34 cara(s)</p> <p><b>Referencia:</b> Arista&lt; 1 &gt;</p> <p><b>Tipo:</b> Aplicar fuerza</p> <p><b>Valores:</b> ---, ---, 24.31 N</p>



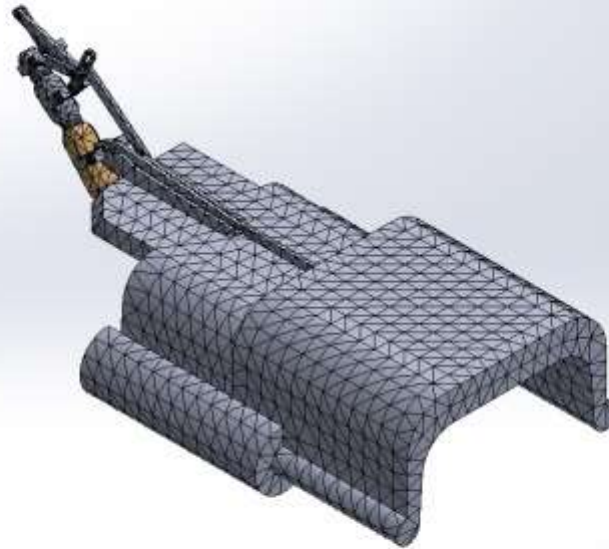
<b>Tipo de malla</b>	Malla sólida
<b>Mallador utilizado:</b>	Malla estándar
<b>Transición automática:</b>	Desactivar
<b>Incluir bucles automáticos de malla:</b>	Desactivar
<b>Puntos jacobianos</b>	4 Puntos
<b>Tamaño de elementos</b>	1.24678 cm
<b>Tolerancia</b>	0.0623389 cm
<b>Trazado de calidad de malla</b>	Elementos cuadráticos de alto orden
<b>Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible</b>	Desactivar

## Información de malla

### Información de malla - Detalles

<b>Número total de nodos</b>	21577
<b>Número total de elementos</b>	11860
<b>Cociente máximo de aspecto</b>	40.096
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &lt; 3</b>	81.9
<b>% de elementos cuyo cociente de aspecto es &gt; 10</b>	0.548
<b>% de elementos distorsionados (Jacobiana)</b>	0
<b>Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):</b>	00:00:06
<b>Nombre de computadora:</b>	

Nombre del modelo prueba 4  
Nombre de estudio: Análisis estático - exoesqueleto mano (Predeterminado)  
Tipo de malla: Malla sólida



Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	825.078	-49.1156	0.00312089	826.539

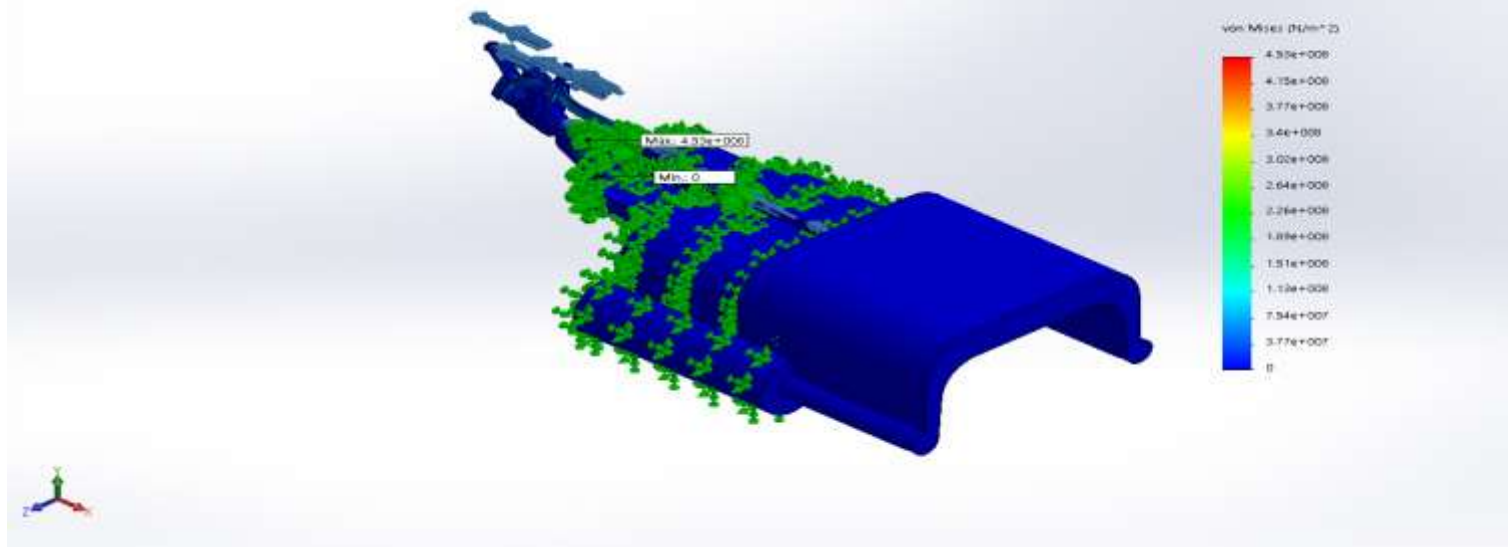
Momentos de reacción

Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N.m	0	0	0	0

Resultados del estudio:

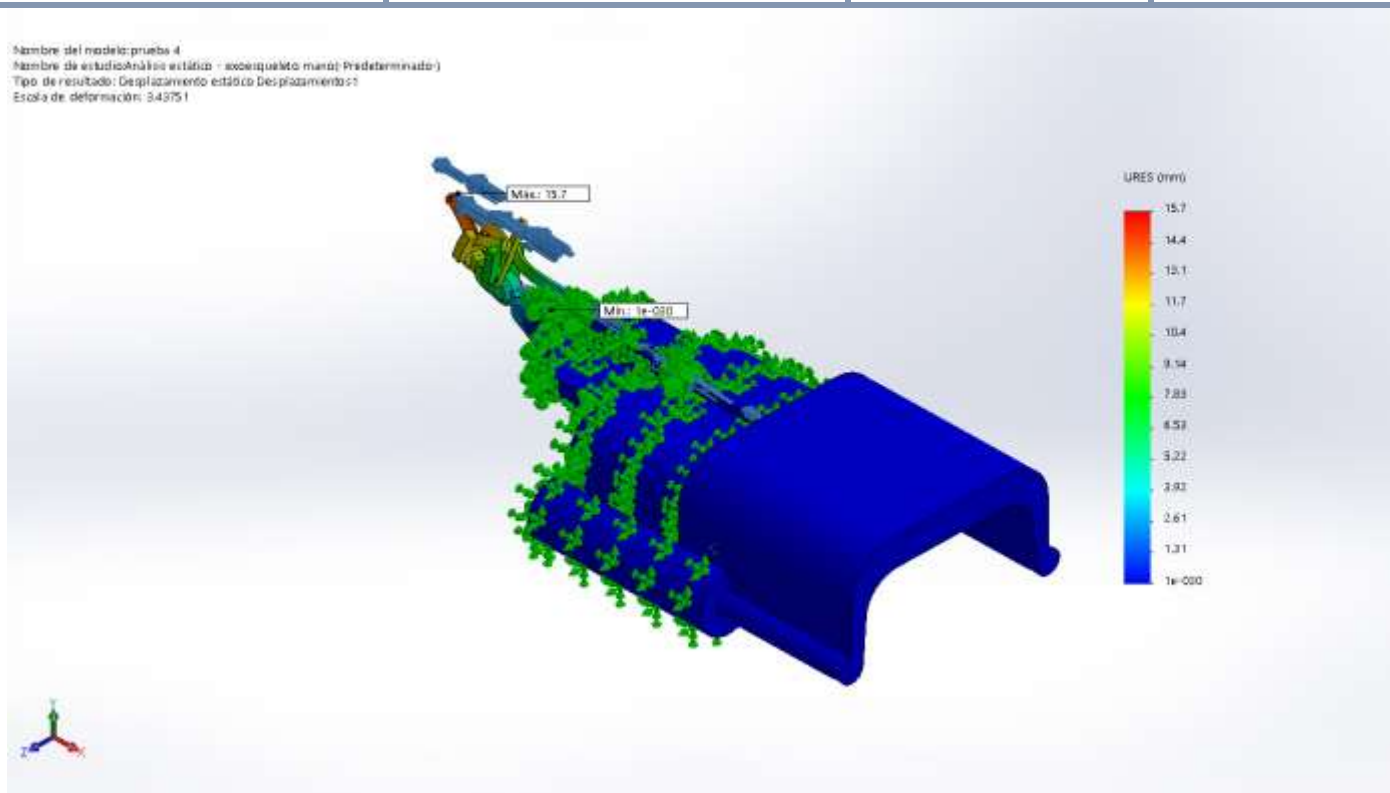
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	0 N/m <sup>2</sup> Nodo: 7661	4.53e+008 N/m <sup>2</sup> Nodo: 2181

Nombre del modelo: prueba 4  
 Nombre de estudio: Análisis estático - exoesqueleto mano (Predeterminado)  
 Tipo de resultado: Análisis estático: tensión nodal Tensiones1  
 Escala de deformación: 3.42251



prueba 4-Análisis estático - exoesqueleto mano-Tensiones-Tensiones1

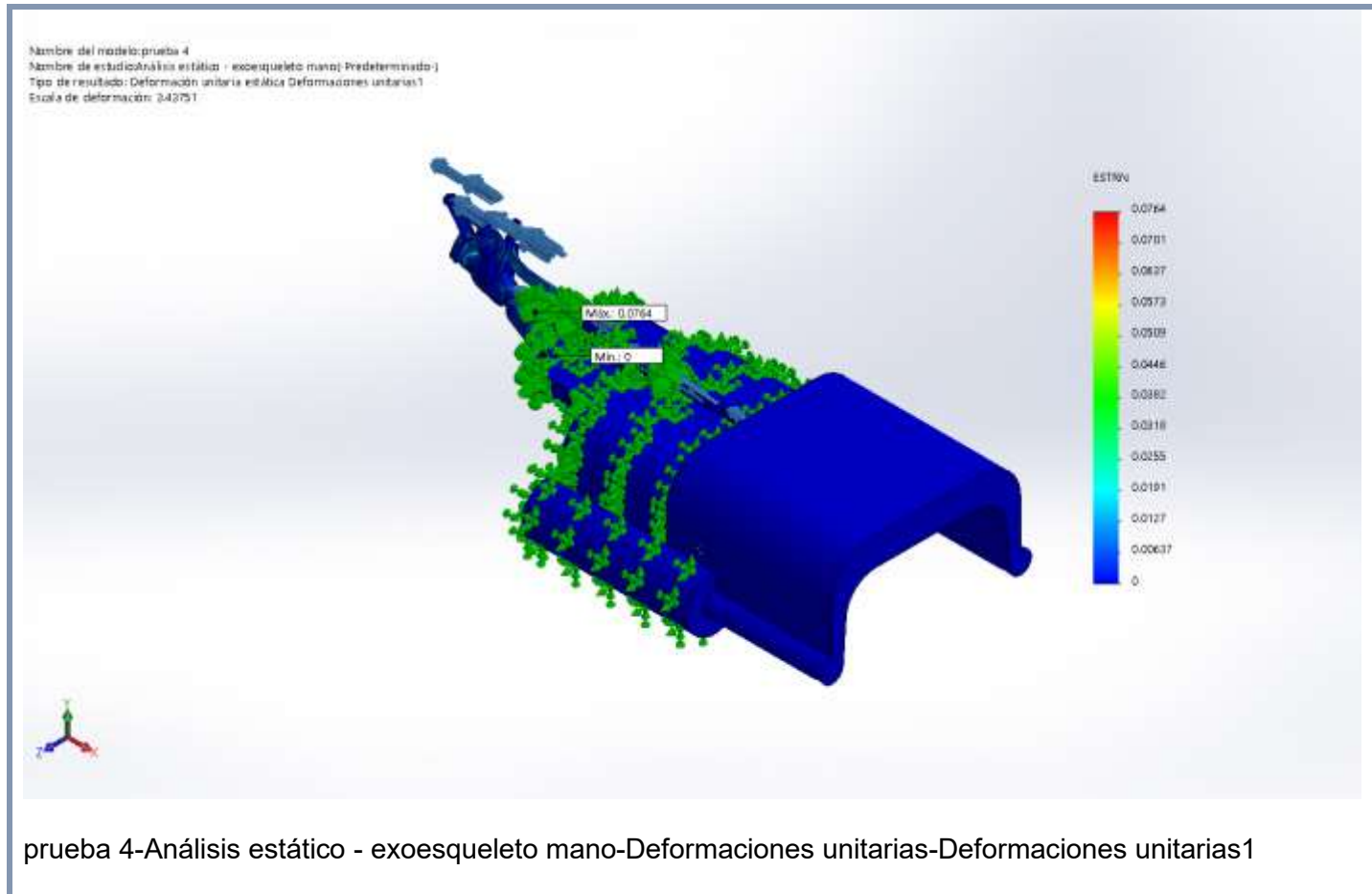
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0 mm Nodo: 1596	15.7 mm Nodo: 5453



prueba 4-Análisis estático - exoesqueleto mano-Desplazamientos-Desplazamientos1

En el análisis estático del desplazamiento tenemos una deformación máxima de 15.7 mm en los ejes (x; y).

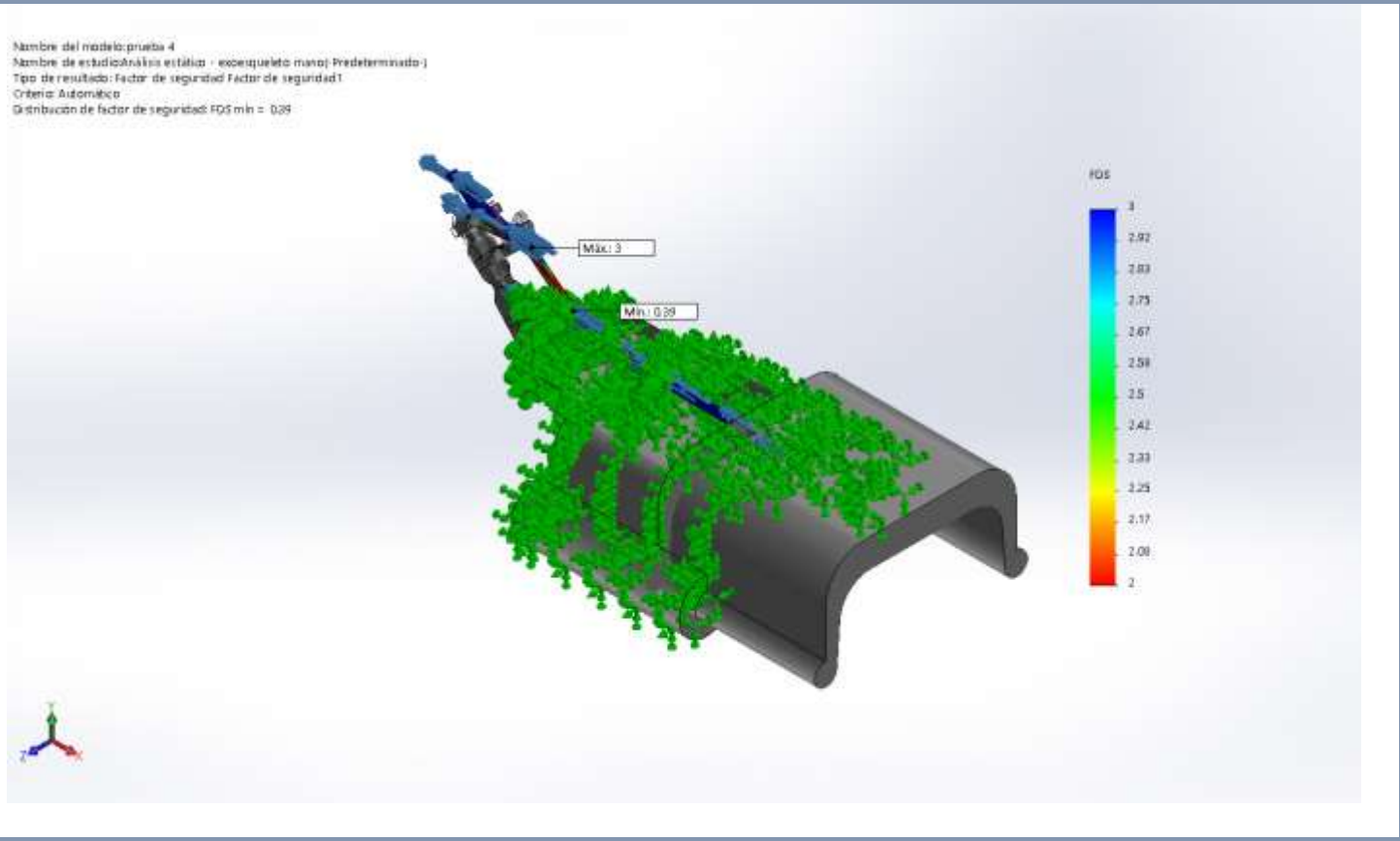
<b>Nombre</b>	<b>Tipo</b>	<b>Mín.</b>	<b>Máx.</b>
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	0 Elemento: 5695	0.0764 Elemento: 864



En el análisis estático del desplazamiento tenemos una deformación máxima de 0.0764 para los ejes (y; z).



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	0.39	3
		Nodo: 3943	Nodo: 3948



prueba 4-Análisis estático - exoesqueleto mano-Factor de seguridad-Factor de seguridad1

El software nos muestra un factor de seguridad mayor a 3, resultando favorable para el diseño del mecanismo.

### **Cálculo de la fuerza requerida.**

Luego de haber sido evaluado a través del investigador [9], en su investigación “Diseño, fabricación e implementación de un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de la mano”, nos da conocer que la fuerza requerida para el movimiento de cada dedo de la mano es de 24.31N, por lo tanto, para poder realizar los desplazamientos de los dedos de la mano en su totalidad, se requiere una fuerza de 121.55 N.

### **Programación.**

En el presente ítem, se desarrolla la programación en tres etapas. Siendo como:

- Etapa 1: Terapia Inicial.
- Etapa 2: Terapia Media.
- Etapa 3: Terapia Avanzada.

En la etapa 1, va a realizar un desplazamiento en grados ubicándonos desde el eje x. Teniendo un valor de  $15^\circ$  y  $-30^\circ$ .

Para la etapa 2, va a realizar un desplazamiento en grados ubicándonos desde el eje x. Teniendo un valor de  $30^\circ$  y  $-60^\circ$ .

Finalmente, para la etapa 3 va a realizar un desplazamiento en grados ubicándonos desde el eje x. Teniendo un valor de  $45^\circ$  y  $-90^\circ$ .

Por lo tanto, mostraremos los códigos necesarios, para realizar las tres etapas de terapia:

#### **//DECLARAMOS EL MOTOR QUE SE USARÁ**

```
int Motor_dedos = 11;
```

```
//LIBRERIAS PARA PANTALLA LCD 16*2
```

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

```

#include <LiquidCrystal_I2C.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

//LIBRERIA DE ENCODER PARA DETERMINAR LOS GRADOS DE ROTACION

#include <Encoder.h>

Encoder EncD(3,10);

Encoder Encl(2,8);

#define posD -EncD.read()

#define posl Encl.read()

double Setpoint, Input, Output;

//DECLARO BOTONES O PULSADORES

byte boton1 = A0; //BOTON PRIMERA RUTINA

byte boton2 = A1; //BOTON SEGUNDA RUTINA

byte boton3 = A2; //BOTON TERCERA RUTINA

byte boton4 = A3; //BOTON ENTRAR

byte boton5 = A4; //BOTON ATRAS

byte estado = 1;

void setup() {

  lcd.begin();

  lcd.backlight();

  pinMode(boton1, INPUT); //DECLARO BOTONES COMO ENTRADAS

  pinMode(boton2, INPUT);

```

```

pinMode(boton3, INPUT);

pinMode(boton4, INPUT);

pinMode(boton5, INPUT);

digitalWrite(boton1, HIGH); //DECLARO BOTONES EN HIGH (MODO ALTO)

digitalWrite(boton2, HIGH);

digitalWrite(boton3, HIGH);

digitalWrite(boton4, HIGH);

digitalWrite(boton5, HIGH);}

void loop() { if (estado == 1) { do { TERAPIA_1(); //LCDmenu0();} while (estado == 1);
lcd.clear(); }

if (estado == 2) {do {

    TERAPIA_2();

    //LCDmenu1(); } while (estado == 2);

    lcd.clear(); }

if (estado == 3)

{do {TERAPIA_3();

    //LCDmenu2(); } while (estado == 3);

    lcd.clear(); }}

void LCDmenu0(){

lcd.setCursor(0, 0);

lcd.print("cafe");

```

```

lcd.setCursor(0, 3);

lcd.print("te");

if (digitalRead(boton1) == HIGH){

    estado = 2;

    lcd.clear(); }

if (digitalRead(boton2) == HIGH) {

    estado= 3;

    lcd.clear(); }}

void LCDmenu1(){

    lcd.setCursor(15, 2); lcd.print("ENTER");

    delay(500);

    if (digitalRead(boton1) == HIGH) {

        estado = 4;}

    if (digitalRead(boton2) == HIGH) {

        estado = 5; }

    if (digitalRead(boton3) == HIGH) {

        estado = 6; }

    if (digitalRead(boton4) == HIGH {

        estado = 1;}}

void LCDmenu2() {

    lcd.setCursor(15, 2); lcd.print("ATRAS");

```

```

delay(500);

if (digitalRead(boton1) == HIGH) {

    estado = 7;}

if (digitalRead(boton2) == HIGH) {

    estado = 8;}

if (digitalRead(boton3) == HIGH) {

    estado = 9;}

if (digitalRead(boton4) == HIGH) {

    estado = 1;}}

void TERAPIA_1(){ //FUNCION DE NUESTRA PRIMERA TERAPIA

analogWrite(11,100);

delay(3000); }

void TERAPIA_2(){ //FUNCION DE NUESTRA SEGUNDA TERAPIA

analogWrite(11,150);

delay(2000); }

void TERAPIA_3(){ //FUNCION DE NUESTRA TERCERA TERAPIA

analogWrite(11,200);

delay(1500); }

```

## Análisis Económico del Prototipo Mecánico

### Costos de Inversión del Prototipo Mecánico para Rehabilitación de mano.

Los costos de inversión están detallados en la tabla 15, que incluye los materiales requeridos para la fabricación del prototipo mecánico.

Tabla 15 Costos de Inversión

<b>Costos de Inversión del Prototipo Mecánico</b>						
<b>ITEM</b>		<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANT</b>	<b>UNID</b>	<b>COSTO UNIT.</b>	<b>COSTO TOTAL</b>
1	<b>MATERIA PRIMA</b>	Filamento para impresora 3D por rollo	3	unid	S/ 85.00	S/ 255.00
2		Tela para acople brazo en cm	20	unid	S/ 0.25	S/ 5.00
3		Tela para acople dedos en cm	50	unid	S/ 0.40	S/ 20.00
<b>SUB - TOTAL MATERIA PRIMA</b>						<b>S/ 280.00</b>
<b>ITEM</b>		<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANT</b>	<b>UNID</b>	<b>COSTO UNIT.</b>	<b>COSTO TOTAL</b>
1	<b>COMPONENTES</b>	Mini cilindro de doble efecto 16x100	1	unid	S/ 189.23	S/ 189.23
2		KIT ELECTRÓNICO	1	unid	S/ 180.00	S/ 180.00
<b>SUB - TOTAL COMPONENTES</b>						<b>S/ 369.23</b>



ITEM		DESCRIPCIÓN	CANT	UNID	COSTO UNIT.	COSTO TOTAL
1	SUPLEMENTOS	Cables	1	unid	S/ 25.00	S/ 25.00
<b>SUB - TOTAL SUPLEMENTOS</b>						<b>S/ 25.00</b>
ITEM		DESCRIPCIÓN	CANT	TIEMPO	COSTO UNIT.	COSTO TOTAL
	<b>Personal</b>	Ensamblaje y pintado de la máquina	1	30	S/ 8.00	S/ 240.00
		Instalaciones Eléctricas y neumáticas	1			
<b>SUB - TOTAL SERVICIOS DE TALLER Y OTROS</b>						<b>S/ 240.00</b>

Fuente: Elaboración propia.

### **Costos de Fabricación del Prototipo Mecánico para Rehabilitación de mano.**

Los costos de fabricación se muestran en la tabla 16, los costos de inversión para la fabricación del mecanismo, así como el costo de energía por parte de la impresora 3D.

Tabla 16 Costos de fabricación del prototipo

<b>Costos fabricación del prototipo</b>					
<b>ITEM</b>		<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANT</b>	<b>COSTO UNIT.</b>	<b>COSTO TOTAL</b>
1	<b>COSTO</b>	Costos materia prima	1	S/ 280.00	S/ 280.00
2		Costos componentes	1	S/ 369.23	S/ 369.23
3		Costos suplementos	1	S/ 25.00	S/ 25.00
4		Costos personal	1	S/ 240.00	S/ 240.00
5		Costo energía eléctrica	1	S/ 54.50	S/ 54.50
<b>SUB - COSTO DE FABRICACIÓN</b>					<b>S/ 968.73</b>

Fuente: Elaboración propia.

### **Costos de Funcionamiento del Prototipo Mecánico para Rehabilitación de mano.**

Los costos de funcionamiento se muestran en la tabla 17, los de energía eléctrica empleada por el mecanismo durante el mes, así como el mantenimiento mensual del mecanismo.

Tabla 17 Costos Funcionamiento del Prototipo

<b>Costos Funcionamiento del Prototipo</b>				
<b>ITEM</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CAN T</b>	<b>COSTO UNIT.</b>	<b>COSTO TOTAL</b>
1	Costo energía eléctrica	1	S/ 36.44	S/ 36.44
	COST			
2	Mantenimiento mensual (2% del total del mecanismo)	1	S/ 47.77	S/ 47.77
<b>SUB - COSTO DE FUNCIONAMIENTO MENSUAL</b>				<b>S/ 84.11</b>

### **Costo de Mercado del Prototipo Mecánico**

El costo del prototipo mecánico el costo de fabricación más el 40% del mismo costo.

Tabla 18 Precio de venta del prototipo mecánico.

<b>PRECIO DE VENTA (40%*Pc)</b>	
Costo de inversión total	S/ 968.73
Porcentaje del Precio de Costo	40%
<b>PRECIO DE VENTA</b>	<b>S/ 1,356.23</b>

### **3.2. Discusión**

Luego de haber realizado un estudio cinemático y dinámico para un exoesqueleto de la mano, obtuvimos ángulos de, flexión de 90°, extensión de 45°, de abducción para la apertura de los dedos, pulgar-índice de 78°, índice-corazón de 70°, corazón-anular de 60°, de anular-meñique de 55° y de aducción de 0°. También se obtuvo que para una terapia inicial el tiempo es de 15 segundos y la velocidad angular

de  $0.157 \text{ rad/s}$  mientras que para una terapia evolutiva el tiempo es 15 segundos y la velocidad angular es de  $47 \text{ rad/s}$ . Así como el investigador [14], en su investigación “Anatomía de la mano”.

Después de haber realizado el seleccionamiento del diseño del mecanismo exoesqueleto de mano, obtuvimos que el diseño es controlado manual y automáticamente, detecta las señales a través de sensores mioeléctricos, tiene un sistema de mecanismo neumático, la energía es suministrada a través de corriente alterna monofásica, llegando a desarrollar los desplazamientos de la mano de abducción – aducción y flexión – extensión. Así como el investigador [9], en su estudio “Diseño, fabricación e implementación de un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de la mano”.

Al término del dimensionamiento del exoesqueleto – mano, se obtuvo un diseño apropiado para realizar los movimientos de abducción, aducción, extensión y flexión. Siendo evaluado bajo un software de diseño, detallando las partes críticas de la estructura en su totalidad. Lo cual, obtuvimos resultados favorables con un factor de seguridad mayor a 3, deformación Max.  $0.0291 \text{ mm}$  desde la planta superior. Tal como lo desarrolló el investigador [9], en su investigación “Diseño, fabricación e implementación de un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de la mano”.

El mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de mano resulta rentable dado que, se obtiene que dicho mecanismo reduce de manera significativa el costo de rehabilitación de los pacientes, además de que les ahorra tiempo y le brinda una recuperación más temprana, a comparación de otros mecanismos que ofrece el mercado. Así como los investigadores [23], realizaron su trabajo de investigación “Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide”.

## IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 4.1. Conclusiones

Al concluir con el desarrollo del proyecto de acuerdo al diseño planteado se puede concluir lo siguiente:

1. Se llegó a cumplir el objetivo principal por el cual se inició la presente investigación donde se diseñó el mecanismo exoesqueleto para rehabilitación de mano con movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión para personas adultas.
2. Los ángulos máximos y mínimos para los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción, además de los tiempos, las velocidades, las longitudes para el diseño del dispositivo logran satisfacer las necesidades del usuario.
3. El diseño del prototipo mecánico para rehabilitación de mano con movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión en personas adultas con enfermedades degenerativas y/o accidentes, teniendo en cuenta distintos criterios, se obtiene una solución que logra satisfacer las necesidades del usuario para realizar su vida cotidiana después de haber realizado su terapia.
4. El prototipo mecánico fue evaluado a través del software de diseño, realizando análisis de las partes críticas de la estructura, obteniendo resultados favorables con factor de seguridad mayor a 3.
5. Se concluye que el prototipo mecánico tiene un costo de fabricación de S/ 968.73 Nuevos Soles y su precio de venta es de S/ 1,356.23 Nuevos Soles.

### 4.2. Recomendaciones

Se recomienda realizar otros estudios en los que se considera analizar el desplazamiento giratorio de la muñeca para integrar el mecanismo muñeca – mano.

Es necesario realizar estudio de otro tipo de material para impresora 3D que sea resistente y con el que se pueda construir el prototipo mecánico.

## V. Referencias

- [1] Organización Mundial de la Salud, «Discapacidad y salud,» 16 enero 2018. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- [2] INEI, «Perú: Caracterización de las condiciones de vida de la población con discapacidad,» Lima, 2019.
- [3] MINSA, «PROGRAMA PRESUPUESTAL 0129,» Lima, 2018.
- [4] INEI, MINSA, «PROGRAMA PRESUPUESTAL 0129,» Lima, 2018.
- [5] A. M. M. L. G. E. De La Cruz Sánchez B.A, Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano., Scopus, 2018, p. 16.
- [6] J. Á. López Belloso, Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano, ScienceDirect, 2017, p. 102.
- [7] I. B. Abdallah, Y. Bouteraa y C. Rekik, Diseño y desarrollo de impresión 3D exoesqueleto robótico mioeléctrico para rehabilitación de manos., Scopus, 2017, p. 26.
- [8] A. R. Jiménez, Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación motora de los dedos de la mano humana, ScienceDirect, 2015, p. 199.
- [9] A. A. Reymundo Tantas, «Diseño, fabricación e implementación de un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de la mano,» ScienceDirect, Perú, 2018.

- [10 World Confederation for Physical Therapy, «World Confederation for Physical Therapy,» 27 noviembre 2016. [En línea]. Available: <http://guidetoptpractice.apta.org/>.
- [11 G. A. Gil Henao , J. D. Moreno Arango, J. F. Gómez Rendón , J. Becerra Velásquez y C. H. Orozco Téllez, Rehabilitación temprana de fracturas de mano con órtesis robóticas. Reporte de casoEarly rehabilitation of hand fractures with robotic orthosis. Case report, Colombia: ScienceDirect, 2018.
- [12 P. Hernández Pinto, M. Martínez Fernández, R. Ayesa Arriola y J. Maestre, Simulación clínica para la rehabilitación de la mano en un anesestesiólogo después de una lesión ocupacional: un estudio de casoPatient simulation for hand therapy in an anesthesiologist after an occupational injury: A case study, ScienceDirect, 2021.
- [13 Coderech, Jaime; Corella, Fernando; Grande, Miguel; Corella , Miguel; Ocampos, Monserrat; Larrainzar, Ricardo, Descripción y análisis del patrón de normalidad de flujo dinámico y morfológico de las arterias principales de la muñeca y mano en población sana española, ScienceDirect, 2020.
- [14 G. Chavarría León, «Anatomía de la mano,» México, 2016.
- [15 V. Moreno, A. Cisnal, J. Fraile, J. Pérez y E. Dela Fuente, Diseño y caracterización de un exoesqueleto de mano RACA poco activado y ligero para neurorrehabilitación, Valladolid: ScienceDirect, 2021.
- [16 E. L. J. GARCÍA, «Biomecánica de los dedos de la mano,» 2017.

- [17 J. Chen, Y. Huang, X. Guo, S. Zhou y L. Jia, Identificación de parámetros y control adaptativo compatible del exoesqueleto de rehabilitación basado en múltiples sensores, Beijing: ScienceDirect, 2020.
- [18 IENSA, «Electromiografía,» *IENSA*, p. 2, 2015.
- [19 C. A. A. CORAS, «PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE,» *Repositorio Universidad Ricardo Palma*, p. 122, 2016.
- [20 COLEGIO DE INGENIEROS DEL PERÚ, «CÓDIGO DE ÉTICA,» 2018.
- [21 Universidad Señor de Sipán, «Código de Ética de Investigación de la USS,» Chiclayo, 2017.
- [22 J. E. Shigley y J. J. Uicker , Teoría de Máquinas y Mecanismos, Mexico: Mc Graw Hill.
- [23 B. Araujo y A. Chirinos, «Prototipo de sistema de complementación para rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide,» ScienceDirect, 2020.
- [24 F. W. G. Cutipa, «DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE EXTREMIDADES SUPERIORES,» *Repositorio Institucional PIRHUA*, p. 165, mayo 2017.
- [25 D. G. C. León, «Asistente Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva,» México, 2015.
- [26 E. Papre, «Anatomía De La Mano(huesos,ligamentos,articulaciones y musculos),» 22 mayo 2016. [En línea]. Available:



<https://www.slideshare.net/Pradigun/anatomia-de-la-manohuesosligamentosarticulaciones-y-musculos>.

- [27 M. C. G. Flores, «CLASIFICACIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS SUPERFICIALES DE LOS MOVIMIENTOS DE LA MANO UTILIZANDO TÉCNICAS DE APRENDIZAJE SUPERVISADO,» *Repositorio UNSA*, p. 62, 2018.
- [28 E. L. Juan García, «LOS DEDOS DE LA MANO,» *CIR ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA*, p. 2, 2014.
- [29 I. Ben, Y. Bouteraa y C. Rekek, «DESIGN AND DEVELOPMENT OF 3D PRINTED MYOELECTRIC ROBOTIC EXOSKELETON FOR HAND REHABILITATION,» *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, p. 26, 2017.
- [30 Colegio de Ingenieros del Perú, «Código de Ética del Colegio de Ingenieros del Perú,» 24 Abril 1999. [En línea]. Available: [http://www.cip.org.pe/publicaciones/reglamentosCNCD2018/codigo\\_de\\_etica\\_del\\_cip.pdf](http://www.cip.org.pe/publicaciones/reglamentosCNCD2018/codigo_de_etica_del_cip.pdf).
- [31 Universidad Señor de Sipán, «Código de Ética de la Universidad Señor de Sipán,» 2017. [En línea]. Available: <https://docplayer.es/67515207-Codigo-de-etica-de-investigacion-de-la-uss.html>.
- [32 C. D. I. D. PERÚ, «CÓDIGO DE ÉTICA,» 2018.
- [33 Y. Hong Kai, L. Jeong Hoon, F. Nasrallah, G. James Ch y Y. Raye Ch, Un exoesqueleto suave para la aplicación de asistencia y rehabilitación manual que utiliza actuadores neumáticos con rigidez variable, Scopus, 2011, p. 6.

[34 M. Kraker, «El Pollexograph ® : un nuevo dispositivo para mediciones Palmar  
] abducción del pulgar,» Journal of hand therapy, 2009.

[35 Biblioteca Virtual de Salud de Cuba, «Biblioteca Virtual de Salud de Cuba,» 2018.  
] [En línea].

# ANEXOS

## Anexo 01

### Encuesta para el Diseño de un mecanismo exoesqueleto

**Encuesta para el Diseño de un Mecanismo Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano**

La presente encuesta se realiza con el fin de poder analizar el requerimiento del diseño que se quiere plantear para ayudar en la rehabilitación de las personas que no pueden realizar movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión de la mano

Título de la imagen



Nombre \*

Texto de respuesta corta

Centro de Trabajo \*

Texto de respuesta corta

Área donde Trabaja \*

Texto de respuesta corta

Carrera

Texto de respuesta corta

Cuáles son los tipos de rehabilitación más frecuentes que se llevan a cabo en el área donde trabaja \*

Texto de respuesta larga

Cuántos casos de rehabilitación de mano aproximadamente llevan a cabo diariamente en el área donde trabaja \*

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Que herramientas utilizan para la rehabilitación de los movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión de la mano \*

Texto de respuesta larga

Cuál es el tiempo indicado de rehabilitación de mano al inicio de la terapia \*

Texto de respuesta corta

Cuál es el tiempo indicado de rehabilitación de mano en una terapia evolutiva \*

Texto de respuesta corta

Que podría implementarse para poder mejorar o adecuar esta rehabilitación \*

Texto de respuesta larga

Algún aporte para esta investigación

Texto de respuesta larga

Link de encuesta: <https://forms.gle/UHzfqXxgcnBWNbGL8>

## Anexo 02

### Encuesta de medidas de la mano

<b>MEDIDAS DE LA MANO N°</b>		<b>FOTO</b>	
<b>EDAD:</b>			
<b>Dedo Pulgar</b>			
Longitud		Longitud de Circunferencia	
<b>Dedo Índice</b>			
Longitud		Longitud de Circunferencia	
<b>Dedo Corazón</b>			
Longitud		Longitud de Circunferencia	
<b>Dedo Anular</b>			
Longitud		Longitud de Circunferencia	
<b>Dedo Meñique</b>			

Longitud				Longitud de Circunferencia			
<b>Ángulos máximos de Abducción</b>				$\beta$ : ángulo de PI		$\alpha$ : ángulo de IC	
				$\chi$ : ángulo de CA		$\theta$ : ángulo de AM	
$\beta$ :		$\alpha$ :		$\chi$ :		$\theta$ :	

## Anexo 03

### Encuesta de medidas de la mano

N° de Encuesta	Edad (años)	Estatura (metros)	MEDIDAS DE LA MANO																							
			Dedo Pulgar				Dedo Índice				Dedo Corazón				Dedo Anular				Dedo Meñique				Ángulos Máximos de Abducción			
			Longitud	U.Medida	Espesor	U.Medida	Longitud	U.Medida	Espesor	U.Medida	Longitud	U.Medida	Espesor	U.Medida	Longitud	U.Medida	Espesor	U.Medida	Longitud	U.Medida	Espesor	U.Medida	β°	α°	χ°	θ°
1	23	1.59	5.5	cm	7.2	cm	6.8	cm	7	cm	7.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	6.1	cm	6.3	cm	75	40	35	25
2	25	1.73	7.5	cm	7.3	cm	9.4	cm	7	cm	10.6	cm	7.1	cm	9.8	cm	6.8	cm	8	cm	6	cm	85	60	50	45
3	48	1.68	6.3	cm	7.5	cm	7.5	cm	7.3	cm	8.8	cm	7	cm	8.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	70	40	30	25
4	23	1.71	6.8	cm	7	cm	8.8	cm	6.5	cm	10	cm	6.8	cm	9.4	cm	6.5	cm	7.5	cm	5.7	cm	90	65	55	50
5	40	1.67	6.2	cm	7.5	cm	7.8	cm	7.5	cm	8.8	cm	7.3	cm	8	cm	7	cm	7.2	cm	6.8	cm	75	40	30	25
6	22	1.65	6.8	cm	7.1	cm	7.2	cm	6.8	cm	7.7	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.3	cm	7	cm	6.1	cm	70	45	38	25
7	18	1.57	5	cm	6.5	cm	6.8	cm	7	cm	7.3	cm	7	cm	7	cm	6.5	cm	5.7	cm	6	cm	70	40	30	30
8	50	1.68	6.5	cm	7.4	cm	8	cm	7.5	cm	9	cm	7.4	cm	8.2	cm	7	cm	5.7	cm	6.8	cm	45	20	23	30
9	50	1.68	5.5	cm	7.5	cm	8.5	cm	7.4	cm	9.5	cm	7.7	cm	8	cm	7	cm	6.5	cm	6.4	cm	50	20	25	20
10	20	1.66	6	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.8	cm	8.2	cm	6.7	cm	7.9	cm	6.5	cm	6.8	cm	6.2	cm	70	40	35	30
11	48	1.65	6.5	cm	7.3	cm	7.8	cm	7.2	cm	8.5	cm	7.3	cm	8.1	cm	7.1	cm	6.2	cm	6.9	cm	45	25	25	30
12	48	1.65	6	cm	7.3	cm	7.5	cm	7.2	cm	8.3	cm	7.4	cm	7.8	cm	7.1	cm	6.1	cm	6.8	cm	50	25	30	35
13	36	1.85	8	cm	8	cm	11.5	cm	9.5	cm	12.8	cm	9.7	cm	12.1	cm	9.1	cm	9.1	cm	7	cm	95	70	60	55
14	36	1.85	8	cm	8	cm	11.3	cm	9.5	cm	12.5	cm	9.7	cm	11.8	cm	9.1	cm	8.7	cm	7	cm	90	70	60	50
15	33	1.67	5	cm	6.5	cm	8	cm	7	cm	8.8	cm	7	cm	8.7	cm	6.5	cm	6.5	cm	6	cm	65	35	30	25
16	33	1.67	5	cm	6.5	cm	7.5	cm	7	cm	8	cm	7	cm	7.9	cm	6.5	cm	6.3	cm	6	cm	60	35	30	25
17	25	1.65	6.8	cm	7.1	cm	7.2	cm	6.8	cm	7.7	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.3	cm	7	cm	6.1	cm	70	45	35	25
18	25	1.65	5.5	cm	7.2	cm	6.8	cm	7	cm	7.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	6.1	cm	6.3	cm	75	40	35	25
19	38	1.70	7.3	cm	7.1	cm	9.2	cm	6.8	cm	10.4	cm	6.9	cm	9.6	cm	6.6	cm	7.8	cm	5.8	cm	90	65	55	50
20	38	1.70	7.3	cm	7.3	cm	9.2	cm	7	cm	10.4	cm	7.1	cm	9.6	cm	6.8	cm	7.8	cm	6	cm	85	60	50	45
21	50	1.62	6.2	cm	7.5	cm	7.4	cm	7.3	cm	8.7	cm	7	cm	8.2	cm	6.8	cm	6.9	cm	6.5	cm	70	40	30	25
22	50	1.61	6.1	cm	7.5	cm	7.7	cm	7.5	cm	8.7	cm	7.3	cm	7.9	cm	7	cm	7.1	cm	6.8	cm	75	40	30	25
23	34	1.59	5.5	cm	7.2	cm	6.8	cm	7	cm	7.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	6.1	cm	6.3	cm	75	40	35	25
24	31	1.71	7.5	cm	7.3	cm	9.4	cm	7	cm	10.6	cm	7.1	cm	9.8	cm	6.8	cm	8	cm	6	cm	85	60	50	45
25	32	1.63	6.3	cm	7.5	cm	7.5	cm	7.3	cm	8.8	cm	7	cm	8.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	70	40	30	25
26	31	1.71	6.8	cm	7	cm	8.8	cm	6.5	cm	10	cm	6.8	cm	9.4	cm	6.5	cm	7.5	cm	5.7	cm	90	65	55	50
27	30	1.65	6.8	cm	7.1	cm	7.2	cm	6.8	cm	7.7	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.3	cm	7	cm	6.1	cm	70	45	35	25
28	30	1.65	5.5	cm	7.2	cm	6.8	cm	7	cm	7.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	6.1	cm	6.3	cm	75	40	35	25
29	27	1.68	6.2	cm	7.5	cm	7.4	cm	7.3	cm	8.7	cm	7	cm	8.2	cm	6.8	cm	6.9	cm	6.5	cm	70	40	30	25
30	27	1.68	6.1	cm	7.5	cm	7.7	cm	7.5	cm	8.7	cm	7.3	cm	7.9	cm	7	cm	7.1	cm	6.8	cm	75	40	30	25
31	32	1.70	6.3	cm	7.5	cm	7.5	cm	7.3	cm	8.8	cm	7	cm	8.3	cm	6.8	cm	7	cm	6.5	cm	70	40	30	25
32	32	1.70	6.8	cm	7	cm	8.8	cm	6.5	cm	10	cm	6.8	cm	9.4	cm	6.5	cm	7.5	cm	5.7	cm	90	65	55	50
33	47	1.66	6.2	cm	7.5	cm	7.8	cm	7.5	cm	8.8	cm	7.3	cm	8	cm	7	cm	7.2	cm	6.8	cm	75	40	30	25
34	47	1.66	6.8	cm	7.1	cm	7.2	cm	6.8	cm	7.7	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.3	cm	7	cm	6.1	cm	70	45	38	25
35	50	1.59	5	cm	6.5	cm	8	cm	7	cm	8.8	cm	7	cm	8.7	cm	6.5	cm	6.5	cm	6	cm	70	40	30	30
36	50	1.59	6.5	cm	7.4	cm	8	cm	7.5	cm	9	cm	7.4	cm	8.2	cm	7	cm	5.7	cm	6.8	cm	45	20	23	30
37	34	1.67	5	cm	6.5	cm	8	cm	7	cm	8.8	cm	7	cm	8.7	cm	6.5	cm	6.5	cm	6	cm	65	35	30	25
38	34	1.67	5	cm	6.5	cm	7.5	cm	7	cm	8	cm	7	cm	7.9	cm	6.5	cm	6.3	cm	6	cm	60	35	30	25
39	41	1.63	6.5	cm	7.3	cm	7.8	cm	7.2	cm	8.5	cm	7.3	cm	8.1	cm	7.1	cm	6.2	cm	6.9	cm	45	25	25	30
40	41	1.63	6	cm	7.3	cm	7.5	cm	7.2	cm	8.3	cm	7.4	cm	7.8	cm	7.1	cm	6.1	cm	6.8	cm	50	25	30	35
41	37	1.69	5.5	cm	7.5	cm	8.5	cm	7.4	cm	9.5	cm	7.7	cm	8	cm	7	cm	6.5	cm	6.4	cm	50	20	25	20
42	37	1.69	6	cm	6.5	cm	7.5	cm	6.8	cm	8.2	cm	6.7	cm	7.9	cm	6.5	cm	6.8	cm	6.2	cm	70	40	35	30
43	39	1.75	7.3	cm	7.1	cm	9.2	cm	6.8	cm	10.4	cm	6.9	cm	9.6	cm	6.6	cm	7.8	cm	5.8	cm	90	65	55	50
44	39	1.75	7.3	cm	7.3	cm	9.2	cm	7	cm	10.4	cm	7.1	cm	9.6	cm	6.8	cm	7.8	cm	6	cm	85	60	50	45
PROMEDIO		1.67	6.29	cm	7.18	cm	8.03	cm	7.18	cm	8.95	cm	7.15	cm	8.41	cm	6.81	cm	6.90	cm	6.32	cm	71	43	37	32
MAXIMO	50	1.85	8.00	cm	8.00	cm	11.50	cm	9.50	cm	12.80	cm	9.70	cm	12.10	cm	9.10	cm	9.10	cm	7.00	cm	95	70	60	55
MINIMO	18	1.57	5.00	cm	6.50	cm	6.80	cm	6.50	cm	7.30	cm	6.50	cm	7.00	cm	6.30	cm	5.70	cm	5.70	cm	45	20	23	20

## Anexo 04

### CATALOGOS PISTONES NEUMÁTICOS DE 10 CM DE RECORRIDO

- Mini cilindro (acero inoxidable) AIRTAC

<https://sg.misumi-ec.com/vona2/maker/airtac/mech/M1900000000/M1901000000/>

- Cilindros redondos según ISO 6432, cilindros normalizados DNC, Cilindros compactos y cilindros de carrera corta, Cilindros sin vástago DGC

[https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/17218/Standardantriebe\\_es.pdf](https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/17218/Standardantriebe_es.pdf)

- ISO 6431 VDMA N11 Cilindro de doble efecto según normas ISO-VDMA Diámetros 32-40-50-63-80-100-125-160-200

<https://nosoloherramientas.es/wordpress/wp-content/uploads/2013/10/Catalogo-Cilindros-ISO-NOSOLOHERRAMIENTAS.pdf>

- Cilindros Neumáticos Miniatura Serie 3200

[https://www.parker.com/literature/1001\\_4\\_br\\_e.pdf](https://www.parker.com/literature/1001_4_br_e.pdf)

- Cilindros neumáticos Serie P1D Standard de conformidad con ISO, VDMA y AFNOR

[https://www.parker.com/parkerimages/euro\\_pneumatic/cat/Es/ESTechP1D.pdf](https://www.parker.com/parkerimages/euro_pneumatic/cat/Es/ESTechP1D.pdf)

- Cilindros ISO 15552 perfilado Serie CP96  $\varnothing 32$ ,  $\varnothing 40$ ,  $\varnothing 50$ ,  $\varnothing 63$ ,  $\varnothing 80$ ,  $\varnothing 100$ ,  $\varnothing 125$ . Cilindro de perfil con tirantes internos

[https://www.smc.eu/smc/ProductsRepository/C96-CP96-ext/catalogues/C96-CP96-ext\\_cat\\_es.pdf](https://www.smc.eu/smc/ProductsRepository/C96-CP96-ext/catalogues/C96-CP96-ext_cat_es.pdf)

- Cilindros neumáticos Serie HP, diámetros de 32 a 250 mm

[https://spanish.dadco.net/wp-content/uploads/sites/6/2013/02/span\\_hp\\_catalog.pdf](https://spanish.dadco.net/wp-content/uploads/sites/6/2013/02/span_hp_catalog.pdf)

- Cilindros neumáticos de fabricación con modelos de línea y con especificaciones especiales.

<http://nelco.com.mx/cilindros-neumaticos2/>

NOMBRE DEL TRABAJO

**TESIS\_PIZARRO GAMARRA JOSE JESUS  
EMANUEL\_TURNITIN.docx**

AUTOR

**jose jesus pizarro gamarra**

RECUENTO DE PALABRAS

**9140 Words**

RECUENTO DE CARACTERES

**50622 Characters**

RECUENTO DE PÁGINAS

**82 Pages**

TAMAÑO DEL ARCHIVO

**11.6MB**

FECHA DE ENTREGA

**Jun 28, 2024 10:32 AM GMT-5**

FECHA DEL INFORME

**Jun 28, 2024 10:34 AM GMT-5****● 23% de similitud general**

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos.

- 21% Base de datos de Internet
- Base de datos de Crossref
- 13% Base de datos de trabajos entregados
- 3% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de contenido publicado de Crossref

**● Excluir del Reporte de Similitud**

- Material bibliográfico
- Coincidencia baja (menos de 8 palabras)
- Material citado





**ACTA DE CONTROL DE REVISIÓN DE  
SIMILITUD DE LA INVESTIGACIÓN**

Código: F3.PP2-PR.02

Versión: 02

Fecha: 18/04/2024

Hoja: 1 de 1

Yo, **Silvia Yvone Gastiaturú Morales**, coordinador de investigación del Programa de Estudios de Ingeniería Mecánica Eléctrica, he realizado el control de originalidad de la investigación, el mismo que está dentro de los porcentajes establecidos para el nivel de Pregrado, según la Directiva de similitud vigente en USS; además certifico que la versión que hace entrega es la versión final de la Tesis titulado: **DISEÑO DE PROTOTIPO MECÁNICO PARA REHABILITACIÓN DE MANO EN PERSONAS ADULTAS CON ENFERMEDADES DEGENERATIVAS Y/O SECUELAS DE ACCIDENTES** elaborado por el (los) Bachiller(es):

**PIZARRO GAMARRA JOSE JESUS EMANUEL**

Se deja constancia que la investigación antes indicada tiene un índice de similitud del **23%**, verificable en el reporte final del análisis de originalidad mediante el software de similitud TURNITIN.

Por lo que se concluye que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio y cumple con lo establecido en la Directiva sobre índice de similitud de los productos académicos y de investigación vigente.

Pimentel, 28 de junio de 2024

**Dra. Gastiaturú Morales Silvia Yvone**

**Coordinador de Investigación**

**DNI N° 16481433**