



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
EXOESQUELETO PARA EXTREMIDADES SUPERIORES QUE
AYUDE A CONTRARRESTAR LOS MOVIMIENTOS
INVOLUNTARIOS EN LOS PROCESOS DE ALIMENTACIÓN EN
PERSONAS CON PARKINSON**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTORES:

**BRYAN FERNANDO GARCÉS OLEAS
JORGE ENRIQUE HURTADO ROMERO**

Riobamba – Ecuador

2023



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
EXOESQUELETO PARA EXTREMIDADES SUPERIORES QUE
AYUDE A CONTRARRESTAR LOS MOVIMIENTOS
INVOLUNTARIOS EN LOS PROCESOS DE ALIMENTACIÓN EN
PERSONAS CON PARKINSON**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTORES: BRYAN FERNANDO GARCÉS OLEAS
JORGE ENRIQUE HURTADO ROMERO

DIRECTOR: Ing. SÓCRATES MIGUEL AQUINO ARROBA

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, Bryan Fernando Garcés Oleas, Jorge Enrique Hurtado Romero

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Nosotros, Bryan Fernando Garcés Oleas y Jorge Enrique Hurtado Romero, declaramos que el presente Trabajo de Integración Curricular es de nuestra autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 12 de junio del 2023



Bryan Fernando Garcés Oleas

0604318576



Jorge Enrique Hurtado Romero

0150071835

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto Técnico, **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA EXTREMIDADES SUPERIORES QUE AYUDE A CONTRARRESTAR LOS MOVIMIENTOS INVOLUNTARIOS EN LOS PROCESOS DE ALIMENTACIÓN EN PERSONAS CON PARKINSON**, realizado por los señores: **BRYAN FERNANDO GARCÉS OLEAS, JORGE ENRIQUE HURTADO ROMERO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Edwin Fernando Viteri Núñez. PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2023-06-12
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba. DIRECTOR DE TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-06-12
Ing. John German Vera Luzuriaga. ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023-06-12

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación a mi mamá Margarita, mi papá Jorge, mis tíos Elvira y Pablo, a mis hermanos Daniel y César, a Danna y Samy mis sobrinas y amigos quienes siempre han estado a lo largo de este proceso académico apoyándome, dándome consejos y trabajando a la par de mi para lograr todos los objetivos que hasta el día de hoy me los he planteado.

De igual manera a mis abuelitos Arcenio (+) y Julia (+) quienes desde pequeño me enseñaron los valores que llevo presente hasta el día de hoy, a mis abuelitos Julio y Felicia que Dios me ha dado la dicha de que aun sean partícipes de mis logros.

Jorge Hurtado

Quiero dedicar estas palabras de agradecimiento y reconocimiento a cada uno de ustedes, mi amada madre Graciela y mis queridos hermanos Henry y Alexis. Su apoyo incondicional y amor han sido fundamentales en mi camino hacia la culminación de mi trabajo de titulación.

Gracias, por ser mi familia y por ser mi fuerza en cada paso que doy. Les dedico este trabajo de titulación como una muestra de mi profundo amor y gratitud. Sin ustedes, nada de esto hubiera sido posible.

Bryan Garcés

AGRADECIMIENTO

Primeramente agradezco a Dios por la oportunidad de cumplir esta meta, a mis padres quienes sin duda alguna han sido el pilar que me sostuvo durante mis noches más difíciles de estudio, quiero agradecer también a mis tíos que supieron abrirme las puertas de su hogar para que jamás me sintiera en soledad, a mis hermanos que son mi fuente de inspiración, y finalmente pero no menos importante a los amigos que estuvieron para enseñarme, para acompañarme y para ayudarme a construir este sueño que hoy se vuelve realidad.

Jorge Hurtado

Quisiera aprovechar esta oportunidad para expresar mi más profundo agradecimiento a quienes han estado a mi lado a lo largo de este proceso. En primer lugar, gracias a mi madre Graciela, quien ha sido mi mayor apoyo y motivación. Gracias por su amor incondicional, paciencia y constante aliento. Este logro no hubiera sido posible sin ti.

También me gustaría agradecer a mi padre, hermanos, familiares y amigos que han estado conmigo a lo largo de mi vida y siempre me han brindado amor y apoyo. Sus palabras de aliento y motivación han sido vitales para mi éxito y crecimiento tanto académico como personal.

Finalmente me gustaría agradecer a todas las personas que han formado parte de este logro, personas que me han brindado su ayuda, conocimiento y experiencia en mi carrera. Cada uno de ustedes han dejado una huella en mi vida, les estoy eternamente agradecido

Gracias a todos por ser parte de este capítulo importante en mi vida.

Bryan Garcés

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS	xiii
RESUMEN	xiv
SUMMARY.....	xv
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I	
1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA	2
1.1. Antecedentes.....	2
1.2. Delimitación.....	2
1.2.1. <i>Delimitación espacial</i>	2
1.2.2. <i>Delimitación sectorial</i>	2
1.3. Formulación del problema	2
1.4. Objetivos	3
1.4.1. <i>Objetivo general</i>	3
1.4.2. <i>Objetivos específicos</i>	3
CAPÍTULO II	
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1. Biomecánica de la mano	5
2.2. Definición del mecanismo.....	5
2.3. Uso de ADAMS para el estudio cinemático y cinético	6
2.4. Sistema de control	6
2.5. Sensores.....	7
2.5.1. <i>Sensores electromiográficos</i>	7
2.5.2. <i>E-Health sensor shield</i>	7
2.5.3. <i>Acelerómetro</i>	7
2.6. Actuadores.....	8
2.6.1. <i>Servomotor</i>	8
2.6.2. <i>Actuador lineal</i>	8
2.6.3. <i>Actuador neumático</i>	8
2.7. Enfermedad de Parkinson.....	9
2.8. Impresión 3D	9
2.8.1. <i>Características de la impresora</i>	9
2.9. Materiales usados en impresión 3D.....	9

2.9.1.	<i>ABS</i>	9
2.9.2.	<i>PLA</i>	10
2.9.3.	<i>TPU</i>	10
2.9.4.	<i>PETG</i>	10

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	11
3.1.	Dimensiones de la mano	11
3.2.	Casa de la calidad	13
3.3.	Características técnicas	14
3.4.	Desarrollo casa de la calidad	15
3.4.1.	<i>Factor de incidencia</i>	15
3.4.2.	<i>Compromisos técnicos</i>	15
3.4.3.	<i>Especificaciones técnicas</i>	17
3.5.	Matriz morfológica y generación de alternativas	19
3.6.	Análisis de alternativas	19
3.7.	Selección de alternativa	21
3.8.	Trayectorias de movimiento	24
3.9.	Generación de trayectorias mediante SAM	27
3.10.	Elaboración de un prototipo a escala para corroborar movimientos	28
3.11.	Selección de material	30
3.12.	Modelado tridimensional	31
3.13.	Fuerza	33
3.13.1.	<i>Análisis estático</i>	34
3.13.2.	<i>Análisis dinámico</i>	35
3.13.3.	<i>Selección del actuador</i>	36
3.14.	Elementos de unión	36
3.14.1.	<i>Esfuerzo cortante</i>	37
3.14.2.	<i>Esfuerzo de aplastamiento</i>	38
3.15.	Fuerza en el sistema anti vibraciones	38
3.16.	Férula guía de movimiento	40
3.17.	Programación del mecanismo	41

CAPITULO IV

4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	44
4.1.	Resultados mecanismo de movimiento obtenidos de ANSYS	44
4.1.1.	<i>Deformación total</i>	44

4.1.2.	<i>Esfuerzo equivalente</i>	44
4.1.3.	<i>Esfuerzo cortante máximo</i>	45
4.1.4.	<i>Factor de seguridad</i>	45
4.1.5.	<i>Resultados del modelo ensamblado</i>	46
4.2.	Resultados del sistema de mitigación de vibraciones	46
4.2.1.	<i>Elemento de mitigación por deformación</i>	46
4.2.2.	<i>Férula guía</i>	47
4.2.3.	<i>Ensamble</i>	48
4.3.	Modelo físico	48
4.4.	Pruebas de movimiento	49
4.5.	Análisis cinemático	51
4.6.	Reducción de frecuencia de vibraciones	53
4.7.	Análisis de costes	54
4.8.	Manual de usuario	56
	CONCLUSIONES	57
	RECOMENDACIONES	58
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-3: Dimensiones de una mano según DIN 33402.....	12
Tabla 2-3: Características técnicas.....	14
Tabla 3-3: Factores de incidencia	15
Tabla 4-3: Valores compromisos técnicos	15
Tabla 5-3: Casa de la calidad	16
Tabla 6-3: Especificaciones técnicas.....	17
Tabla 7-3: Alternativas.....	19
Tabla 8-3: Evaluación criterios	21
Tabla 9-3: Evaluación de alternativas	22
Tabla 10-3: Fuerza ejercida.....	22
Tabla 11-3: Mitigación de vibraciones	22
Tabla 12-3: Alimentación	23
Tabla 13-3: Materiales y dimensiones	23
Tabla 14-3: Resultados de las ponderaciones	23
Tabla 15-3: Comparación de materiales.....	31
Tabla 16-3: Fuerzas determinadas	36
Tabla 17-3: Datos mediciones de tremores	39
Tabla 1-4: Resultados Ansys mecanismo completo.....	46
Tabla 2-4: Resultados enlace amortiguador.....	47
Tabla 3-4: Resultados análisis férula	47
Tabla 4-4: Resultados análisis sistema amortiguación.....	48
Tabla 5-4: Frecuencias obtenidas.....	53
Tabla 5-1: Costes por materia prima.....	54
Tabla 5-2: Costos Indirectos	55
Tabla 5-3: Costes por mano de obra	55
Tabla 5-4: Costes totales	55
Tabla 6-4: Componentes	56

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-2: Vista anterior de los huesos de la mano derecha.....	5
Ilustración 2-2: Sistema de control.....	7
Ilustración 1-3: Dimensiones mano humana	11
Ilustración 2-3: Dimensiones externas	11
Ilustración 3-3: Modelo Alternativa A	20
Ilustración 4-3: Modelo alternativa B.....	20
Ilustración 5-3: Modelo Alternativa C	21
Ilustración 6-3: Posición inicial mano.....	24
Ilustración 7-3: Seguimiento de trayectoria	25
Ilustración 8-3: Posición final mano.....	25
Ilustración 9-3: Masa A.....	26
Ilustración 10-3: Masa B	26
Ilustración 11-3: Masa C	27
Ilustración 12-3: Comparativa de trayectorias de masas	27
Ilustración 13-3: Mecanismo de exoesqueleto	28
Ilustración 14-3: Verificación de trayectoria.....	28
Ilustración 15-3: Mecanismo de prueba 1	29
Ilustración 16-3: Mecanismo de prueba 2	29
Ilustración 17-3: Eslabones de madera.....	30
Ilustración 18-3: Mecanismo de madera	30
Ilustración 19-3: Ensamble tridimensional.....	31
Ilustración 20-3: Mecanismo para una falange	32
Ilustración 21-3: Acople del dedo	32
Ilustración 22-3: Eslabón medio.....	32
Ilustración 23-3: Eslabón principal	33
Ilustración 24-3: Mecanismo para análisis de fuerza	33
Ilustración 25-3: Análisis estático	34
Ilustración 26-3: Posición contraída.....	34
Ilustración 27-3: Área de estudio	37
Ilustración 28-3: Proyección del área de estudio.....	38
Ilustración 29-3: DCL sistema amortiguación	39
Ilustración 30-3: Fuerza de fricción	40
Ilustración 31-3: Sistema de control de vibraciones.....	40
Ilustración 32-3: Modelo férula.....	41

Ilustración 33-3: Servo controlado por piezoresistivo.....	42
Ilustración 34-3: Conexión Arduino a motor paso a paso	43
Ilustración 1-4: Deformación total del mecanismo	44
Ilustración 2-4: Esfuerzos máximos	44
Ilustración 3-4: Esfuerzo cortante máximo	45
Ilustración 4-4: Factor de seguridad.....	45
Ilustración 5-4: Modelo simulado	46
Ilustración 6-4: Análisis FEA amortiguador	46
Ilustración 7-4: Análisis FEA férula.....	47
Ilustración 8-4: Análisis FEA sistema de amortiguación	48
Ilustración 9-4: Modelo CAD completo.....	48
Ilustración 10-4: Modelo físico completo	49
Ilustración 11-4: Trayectoria masa A con exoesqueleto	49
Ilustración 12-4: Trayectoria masa B con exoesqueleto.....	50
Ilustración 13-4: Trayectoria masa C con exoesqueleto.....	50
Ilustración 14-4: Partes del mecanismo.....	51
Ilustración 15-4: Torque eslabón.....	51
Ilustración 16-4: Velocidad angular	52
Ilustración 17-4: Fuerza ejercida por el actuador en el eslabón a2.....	52
Ilustración 18-4: Desplazamiento eslabón a4.....	53
Ilustración 19-4: Mediciones con acelerómetro	54

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: SERVOMOTOR HT MG955

ANEXO B: ARDUINO UNO

ANEXO C: SENSOR FRS 400

ANEXO D: MODELO FÍSICO

RESUMEN

La investigación presente se centró en abordar los efectos del Parkinson, un trastorno que afecta el movimiento de los individuos y sus actividades diarias como consecuencia del mismo. El objetivo principal del proyecto fue reducir los temblores en base a la frecuencia (Hertz) en las extremidades superiores en los procesos de alimentación; mediante la implementación de mecanismos articulados, dinámica multicuerpo y amortiguamiento por fricción. Se observó las trayectorias de la mano humana con lo cual diseñó un mecanismo de cuatro barras que se adaptó sobre los falanges distales y medios, el sistema se accionó con un motor controlado por un sistema de lazo abierto, donde un sensor piezo resistivo monitoreó la presión ejercida en los dedos para detectar los movimientos de apertura y cierre de la mano. Por consiguiente, se activa un mecanismo piñón-cremallera que proporcionó estabilidad en el movimiento de los dedos durante su uso en el proceso de alimentación. Además, se emplearon mecanismos que permitieron la amortiguación y rigidez en la muñeca, limitando y guiando el desplazamiento relativo entre la muñeca y la mano en dos ejes tanto vertical como horizontal. Para la fabricación de los componentes del mecanismo de movimiento de la mano y el sistema de amortiguamiento, se utilizó ácido poli láctico (PLA) como material de manufactura. Como consecuencia tras la creación y uso del exoesqueleto se logró evidenciar una reducción del 73% de las vibraciones de frecuencias entre (3-5) Hz y 100% en vibraciones de frecuencias entre (0.1-3) Hz. Esta investigación y desarrollo tecnológico tuvieron como objetivo mejorar la calidad de vida de las personas que padecen Parkinson, proporcionándoles mayor control y funcionalidad en sus actividades diarias sin perjudicar el movimiento natural de la extremidad estudiada. Se recomienda el uso de sensores de mayor avance tecnológico para un mejor censado de los movimientos del usuario.

Palabras clave: <PROTOTIPO> <PEXOESQUELETO> <PARKINSON>, < TREMORES MUSCULARES> <DINÁMICA MULTICUERPO>, <AMORTIGUAMIENTO POR FRICCIÓN>.

1249-DBRA-UPT-2023



SUMMARY

This research focused on addressing the effects of Parkinson's disease, a disorder that affects individuals' movement and daily activities. The project's main objective was to reduce tremors in the upper limbs during feeding processes by implementing articulated mechanisms, multi-body dynamics, and friction damping. Hand trajectories were observed, leading to the design of a four-bar mechanism adapted to the distal and middle phalanges. The system was actuated by a motor controlled through an open-loop system, where a piezoresistive sensor monitored the pressure exerted on the fingers to detect hand opening and closing movements. Consequently, a rack and pinion mechanism was activated to stabilize finger movements during feeding. Additionally, mechanisms were employed to provide damping and stiffness in the wrist, limiting and guiding the relative displacement between the wrist and hand in both vertical and horizontal axes. The components of the hand movement mechanism and the damping system were manufactured using polylactic acid (PLA) as the material. As a result of creating and using the exoskeleton, a 73% reduction in vibration frequencies between 3-5 Hz and a 100% reduction in vibration frequencies between 0.1-3 Hz were observed. This research and technological development aimed to improve the quality of life for people with Parkinson's disease by giving them greater control and functionality in their daily activities without impeding the natural movement of the affected limb. More advanced sensors are recommended for better sensing of user movements.

Keywords: <PROTOTYPE> <EXOSKELETON> <PARKINSON'S DISEASE> <MUSCLE TREMORS> <MULTI-BODY DYNAMICS> <FRICTION DAMPING>



Lic. Sandra Leticia Guijarro Paguay

C.I.: 0603366113

INTRODUCCIÓN

Las problemáticas relacionadas a la salud siempre han limitado la capacidad de las personas de realizar sus actividades cotidianas, los tratamientos actuales que existen para solventar las enfermedades que deterioran el sistema nervioso tienden a ser costosos y prolongados, con la aplicación de conceptos ingenieriles se pretende dar solución a los inconvenientes que presenten las personas que padecen de uno de estos trastornos, específicamente el Parkinson, ayudando a mejorar el estilo de vida de las personas y su interacción social. Existen varias metodologías que buscan un mismo objetivo, el nuestro es desarrollar un prototipo de exoesqueleto tipo guante para extremidades superiores, que ayude a reducir los movimientos involuntarios de los miembros superiores de una persona con la ayuda de un mecanismo automatizado capaz de asimilar y contrarrestar efectos adversos en la falta de coordinación y rigidez muscular que produce el Parkinson, logrando que el individuo sea capaz de manipular objetos, en este caso utensilios de comida en el proceso de alimentación.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1. Antecedentes

Existe algunos trabajos sobre exoesqueletos que ayudan en varias utilidades al ser humano, ya sea para mejorar su fuerza, su agarre, su precisión, etc. (García Alcubilla 2018) con su investigación “*Exoesqueleto de mano para eliminar los temblores del Párkinson*” es una de las investigaciones que se enlazan directamente con nuestro tema de interés, mismo que plantea la necesidad de mejorar su dispositivo, pero que será de mucha utilidad para tomarlo como referencia en primera instancia y saber hacia qué puntos es más importante encaminar el estudio, a más de que nos da la pauta de que efectivamente se lo puede lograr. Si bien es cierto, es muy escasa la investigación perfilada a nuestro tema de interés, pero, podemos citar trabajos que aportarán información a esta tesis. (Ruiz Olaya, 2009 con su tesis doctoral “*Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*” aborda el problema de diseñar, implementar y evaluar un sistema robótico, exoesqueleto para extremidad superior capaz de aplicar perfiles específicos de fuerza necesarios para el estudio del sistema motor-humano y del movimiento humano.

1.2. Delimitación

1.2.1. *Delimitación espacial*

El presente proyecto que se va a desarrollar se encuentra enfocado en brindar estabilidad a la extremidad superior de una persona con Parkinson. La adquisición de datos se obtendrá mediante sensores para su posterior análisis en los laboratorios de las instalaciones de la Carrera de Mecánica en la ESPOCH.

1.2.2. *Delimitación sectorial*

El trabajo en base al Plan de Creación de Oportunidades 2021-2025 se establece que el proyecto técnico de integración curricular está destinado al eje 1 Económico y Generación de Empleo con enfoque en el objetivo 1 de incrementar y fomentar, de manera inclusiva, las oportunidades de empleo y las condiciones laborales.

1.3. Formulación del problema

En el Ecuador existe una gran cantidad de ciudadanos que debido a una patología que perjudica su salud, han perdido parcialmente el control de los movimientos de sus extremidades, esto les impide desarrollar actividades cotidianas a más de generar problemas psicológicos en su vida. En el presente trabajo se pretende dar solución a una de estas problemáticas.

Se pretende limitar los movimientos de las extremidades superiores de una persona con la ayuda de un mecanismo capaz de asimilar y contrarrestar efectos adversos en la falta de coordinación y rigidez muscular que se presentan por enfermedades o trastornos como el Parkinson que según el Instituto Nacional de Censo referido a la Sociedad Ecuatoriana de Neurología (SEN), en Ecuador se estima que el 1% de las personas mayores de 60 años, lo que serían aproximadamente 30 mil, padece la enfermedad datos que se corroboran con los publicados por la OMS en 2007 que habla de un total de 100 a 600 habitantes de cada 100000 (Montalvo Herdoíza et al. 2017).

Para alcanzar esta meta se plantea el diseño, análisis, modelado y simulación de un exoesqueleto el cual sea capaz de brindar todas las características que buscamos, no solo funcionamiento mecánico sino también que sea comfortable y con una interacción usuario prótesis excelente.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de un exoesqueleto para extremidades superiores tipo guante que ayude a controlar y estabilizar los movimientos involuntarios en personas con Parkinson a la hora de alimentarse.

1.4.2. Objetivos específicos

- Elaborar el marco teórico del diseño y construcción de exoesqueletos para la solución de problemas motrices, y poder determinar especificaciones y recomendaciones del ensayo experimental.
- Determinar requerimientos funcionales identificando los movimientos inconscientes que se producen en la alimentación de una persona con esta enfermedad y parámetros de diseño (Matriz QFD).
- Analizar las alternativas y seleccionar las más adecuadas en base a una matriz morfológica y matrices de pesos ponderados.
- Realizar el diseño conceptual y la modelación en software CAD.
- Realizar el análisis cinemático, cinético y de resistencia del exoesqueleto que permita controlar y estabilizar los movimientos involuntarios de las personas con Parkinson en un rango de edad de 55 a 70 años con el uso del software ADAMS.
- Controlar los movimientos inconscientes que se producen en la alimentación de una persona con esta enfermedad.
- Materializar el diseño analizando materiales, estado tenso-deformaciones, y/o seleccionando partes y elementos.
- Construir el prototipo de exoesqueleto en impresión 3D y determinar los parámetros de impresión.

- Evaluar los resultados de las pruebas del exoesqueleto en vacío y en personas que presenten este trastorno, para así evaluar el correcto funcionamiento del mecanismo.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Biomecánica de la mano

La mano se encuentra unida al antebrazo mediante la muñeca, sus huesos constituyen el carpo, otra parte que se incluye es la palma, estos huesos por otra parte componen el metacarpo, de la cual se extienden 5 dedos o falanges. En total los seres humanos poseemos catorce huesos digitales o falanges por mano: dos en el pulgar, y tres en cada uno de los otros cuatro dedos y se debe tomar en cuenta que el dedo pulgar no posee una falange media. (Moore et al. 2013)

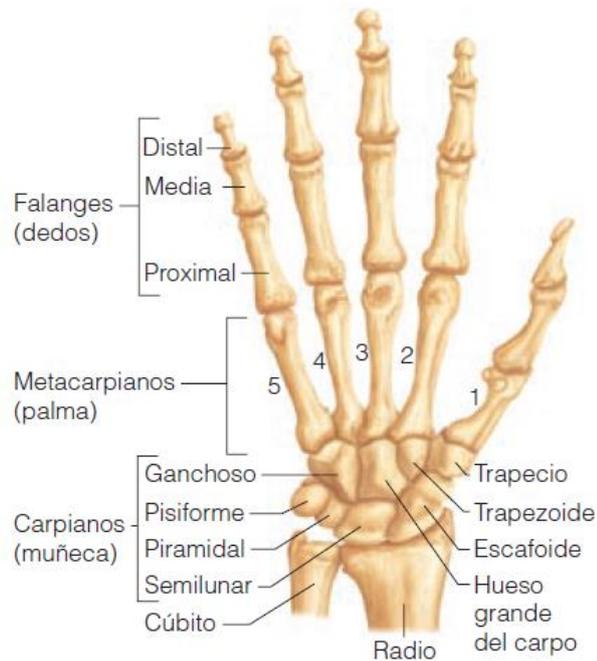


Ilustración 1-2: Vista anterior de los huesos de la mano derecha

Fuente:(Marieb & Ediciones Gráficas Arial, 2008)

2.2. Definición del mecanismo

El mecanismo seleccionado es uno de cuatro barras el cual al contar con dos pares cinemáticos permite el movimiento del sistema total o cadena cinemática generándose un movimiento consecuente y relativo entre eslabones, la velocidad y rango de movimiento de cada uno de estos la define la longitud de eslabón motriz.

En nuestro proyecto lo que se plantea es la unión de estos mecanismos en 3 lazos los cuales representaran a cada falange de cada dedo de nuestra extremidad analizada sin embargo es necesario tomar en cuenta que los movimientos no siempre son lineales.

El exoesqueleto estará limitado a movimientos únicamente alimenticios, pero esto no descarta el hecho de que sean varios tipos de movimientos, tal vez unos más complejos que otros ya que varía según la forma del objeto a agarrar o el movimiento que el paciente quiera hacer.

El mecanismo por diseñar no podrá tener un solo grado de libertad, de hecho, deberá poseer más grados de libertad que un dedo tiene, esto con el fin de que pueda realizar múltiples trayectorias, necesitando así métodos avanzados de diseño mecánico.

El mecanismo tal y como lo hace García Alcubilla (2018) en su trabajo Exoesqueleto de mano para eliminar los temblores del Párkinson deberá adaptar los movimientos naturales de los dedos ya que menciona que esos movimientos necesitan menos fuerza aplicada por el motor para mover el dedo.

La función que va a cumplir el mecanismo es la de brindar el movimiento a las falanges de la mano, en base a la longitud de los eslabones se podrá controlar los ángulos de apertura, así como la distancia que recorrerán los dedos desde su punto de partida previo a la colocación del prototipo.

2.3. Uso de ADAMS para el estudio cinemático y cinético

Se conoce que el análisis multicuerpo es un proceso extenso el cual es evaluado de manera rápida mediante software, en este caso ADAMS nos ayuda con el estudio de los cuerpos en movimiento, este análisis aborda el estudio de propiedades físicas características que se producen como son fuerza, desplazamiento, velocidad y aceleración, trabajo y energía (Beer 2010). Estas magnitudes están en función del tiempo y varían conforme el mismo avanza.

El análisis cinemático se enfoca en los aspectos geométricos del movimiento (Hibbeler 2010), es decir que se limita, principalmente, al estudio de la trayectoria en función del tiempo y describe el movimiento de los objetos sólidos sin considerar las causas que lo originan, con el software se verificara si se cumple con las trayectorias deseadas de tal forma que se replique el movimiento humano.

2.4. Sistema de control

En la búsqueda de incrementar la producción y reducir el tiempo de la misma nace el control automático, para maximizar el rendimiento de un proceso es importante regular y establecer parámetros de funcionamiento que deben ser constantes y aunque muchas de las veces una persona puede realizar esta actividad, ninguno de sus intentos es igual, siempre existe una pequeña diferencia y esto es determinante en la calidad de un producto.

Un sistema de control consiste en la interacción de elementos físicos que trabajan en conjunto y es capaz de auto regularse por sí mismo (Hernández Gaviño 2010) al regular la variable deseada se obtiene como resultado un comportamiento específico de un proceso determinado, el sistema de

control involucra señales de entrada y salida, esta última está relacionada directamente a una propiedad principal del control automático que es la realimentación esto permite que el sistema de corrija ya que compara la señal de salida con la de entrada y se aplican los cambios correspondientes (Perez Mario, Perez Hidalgo, Perez Berenguer 2007).

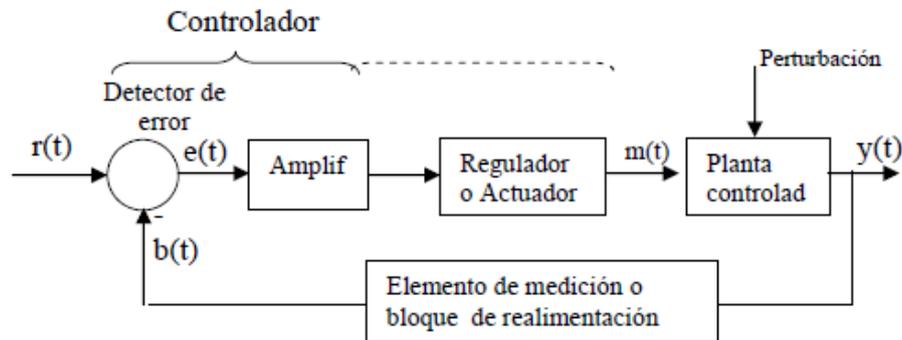


Ilustración 2-2: Sistema de control

Fuente: (Perez Mario, Perez Hidalgo, Perez Berenguer 2007)

2.5. Sensores

2.5.1. Sensores electromiográficos

Este sensor de Advancer Technologies mide la actividad muscular a través del monitoreo de potencial eléctrico generado por las células musculares. A esto se le conoce como la electromiografía (EMG por sus siglas en inglés). El sensor amplifica y procesa la actividad eléctrica compleja de un músculo y la convierte en una señal analógica simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador con un convertidor analógico a digital (ADC por sus siglas en inglés), como un Arduino.

A medida que el grupo muscular flexiona, aumenta el voltaje de salida del sensor. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular puede ser ajustado usando un potenciómetro de ganancia.

2.5.2. E-Health sensor shield

En aplicaciones biométricas donde se requiere el seguimiento de variables del cuerpo humano, se puede hacer uso de esta placa que posee entradas para medición de diferentes métricas, entre ellas la posición y monitoreo de músculos, la información que se va recopilando se almacena instantáneamente para su posterior análisis y discusión de resultados, una de las ventajas de este sensor es que puede ser enviada de forma inalámbrica (Castelo Castelo 2021).

2.5.3. Acelerómetro

El acelerómetro PCE-VM 31, está diseñado para registrar las vibraciones de las extremidades del cuerpo humano, mediante los datos obtenidos se puede apreciar la aceleración, velocidad, trayectoria y rangos de estas variables, este modelo sigue la norma ISO5349, la transmisión de datos es posible solo de forma alámbrica para su posterior análisis.

2.6. Actuadores

Son los elementos mecánicos que realizan una acción física la cual influye en un trabajo determinado, este dispositivo tiene la capacidad de transformar una magnitud generalmente eléctrica en mecánica (de La Portilla et al. 2018), esta transformación de energía da lugar a que se produzca una fuerza requerida o también denominada acción de control ya cual afecta al sistema hasta que se obtenga la acción deseada.

2.6.1. Servomotor

Los servomotores son una subclasificación de motores que su principal característica es trabajar de una manera síncrona tiene la capacidad de controlar el movimiento de su eje, en velocidad, aceleración, par y posición. Dentro de un sistema trabajan en bucle cerrado, dicho sistema principalmente formado por un dispositivo de control externo (un PLC, por ejemplo), el controlador electrónico (servo drive), un encoder (dispositivo de detección que proporciona una respuesta) y el servomotor. El servo drive es el encargado del control de la posición del motor, velocidad y/o par atendiendo a la señal del encoder y de lo dirigido por el dispositivo de control externo o un programa interno.

Los servomotores existen de muchos tipos, en nuestro proyecto únicamente es necesario motores pequeños o de un par bajo, por ejemplo, un 5690 que es de torque pequeño y muy usado para proyectos de nuestro estilo, o un SG90 que es de similares características con un par un tanto más elevado y rota 180°.

2.6.2. Actuador lineal

Un actuador lineal electrónico no es más que un motor eléctrico que convierte el movimiento rotatorio en lineal. Se puede integrar en cualquier equipo para empujar, tirar, levantar, bajar, posicionar o girar una carga y desplazarse en grandes longitudes

TiMOTION se especializa en actuadores eléctricos y sistemas de movimiento para aplicaciones médicas, industriales, domésticas y de oficina. También existe el motor NEMA que trabaja bastante bien con controladores como Arduino.

2.6.3. Actuador neumático

Es un actuador lineal que emplea aire como fluido, en vez de un líquido como en el caso de los hidráulicos, es decir que convierte la energía del aire comprimido en energía mecánica.

2.7. Enfermedad de Parkinson

El Parkinson es una enfermedad la cual afecta principalmente al sistema nervioso, lo que desemboca en pérdida de motricidad, coordinación de movimientos, y generación de temblores, según (Montalvo Herdoíza et al. 2017) la enfermedad de Parkinson es un trastorno neurodegenerativo complejo el cual se presenta de forma heterogénea es decir que afecta a los pacientes de manera diferente ya que en casos puede desarrollarse de forma rápida y en otros casos puede alcanzar a un ritmo lento.

Conforme han avanzado los estudios correspondientes a este trastorno se ha identificado que afecta a personas adultas mayores es decir que el riesgo principal es la edad, sin embargo, los mecanismos que están relacionados con la neurodegeneración no están identificados ya que existen diferentes patrones posibles orígenes para la enfermedad como nos indica (Lang, 1998) disfunción mitocondrial, el estrés oxidativo, excitotoxicidad, apoptosis, la inflamación y el mal funcionamiento del sistema ubiquitina proteasoma, estos son los mecanismos más representativos que han logrado identificar.

2.8. Impresión 3D

La impresión 3d es una técnica de creación de material y manufactura mediante la cual se producen objetos en 3 dimensiones partiendo desde un modelo generado por software CAD CAM CAE, la impresión 3D se basa en la adición de material donde el elemento en cuestión se construye mediante la superposición de material por capas (Díaz de Castillo 2018).

2.8.1. Características de la impresora

La máquina usada para la manufactura de las piezas y componentes del mecanismo es una impresora Ender 3 pro la cual realiza impresiones de gran calidad en tiempos de producción reducidos a comparación de otras máquinas de la misma índole, además presenta beneficios como realizar cambios y mejoras, tiene la capacidad de trabajar con materiales poliméricos entre ellos ABS, PLA, TPU, el acabado es de gran calidad debido a que el conducto del filamento es delgado lo cual mejora el relleno y densidad de impresión, lo cual aumenta las propiedades mecánicas del material. Para evitar que los objetos tengan una distorsión o daños durante la impresión existe una cama magnética permitiendo que al remover las piezas no se peguen a la base. Las horas de trabajo son también un punto a favor ya que puede imprimir de forma continua debido a su ventilación de gran eficiencia.(AG Electrónica 2018)

2.9. Materiales usados en impresión 3D

2.9.1. ABS

ABS o Acrilonitrilo butadieno estireno este material pertenece a la familia de los materiales termoplásticos, por lo que es usado en la inyección de material debido a que se puede moldear a una determinada temperatura cuando cambia de fase, es conocido por su gran rigidez, tenacidad y dureza, haciéndolo ampliamente usado en el campo ingenieril. Las propiedades mecánicas que posee, las aporta en gran mayoría el acrilonitrilo y el butadieno (Chávez Córdova 2021); una de las desventajas es que este material no es biodegradable y puede resultar alérgico para aplicaciones biomecánicas.

2.9.2. *PLA*

El Ácido poliláctico es un polímero que ha ganado popularidad debido a que es un polímero natural el cual proviene de azúcares principalmente sacarosa, dextrosa, glucosa; este material es amigable con el ambiente y además tiene buenas propiedades mecánicas lo que lo hacen aplicable en muchas áreas de la industria sobre todo en medicina y biomecánica reemplazando muchas de las veces al polietileno. Su costo es inferior comparado con otros materiales de la misma índole, posee una gran capacidad de adherencia y baja deformación post cambio de fase. (Chávez Córdova 2021)

2.9.3. *TPU*

El poliuretano termoplástico es un material que se usa como reemplazo de caucho duro, se caracteriza por su buena resistencia, flexibilidad, y facilidad de cambio de fase, sus aplicaciones son más industriales como en el área automotriz, y de construcción, lo que lo hace diferente a otros materiales es su resistencia a la abrasión y durabilidad, es un material no biodegradable, pero si es reciclable.(Chávez Córdova 2021)

2.9.4. *PETG*

Tereftalato de polietileno glicolizado, es un material que a diferencia del PET es más fácil de procesar y manipular debido a la adición de glicol, que le brinda más resistencia y lo hace menos frágil, su alta resistencia es debido a la capacidad de adhesión de capas que posee, y no cambia sus dimensiones tras ser inyectado, es muy útil en el área química ya que resiste muchas sustancias que se manejan en laboratorio y en el área médica ya que se esteriliza con facilidad. (Sailema Sailema 2021)

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Dimensiones de la mano

Las dimensiones del cuerpo humano se definen en función de la longitud de los huesos de cada persona, la masa muscular y la dinámica de las articulaciones ya sea que el individuo este realizando actividades o se encuentre en reposo, identificando los movimientos característicos y extensiones que puede llegar a tener una extremidad determinada (Melo 2018). Para realizar los primeros modelos se tomará en cuenta la norma DIN 33402 la cual indica las medidas estándar de la mano de un adulto mayor, esto previo a la aplicación en un paciente con el trastorno que se ha mencionado con anterioridad.

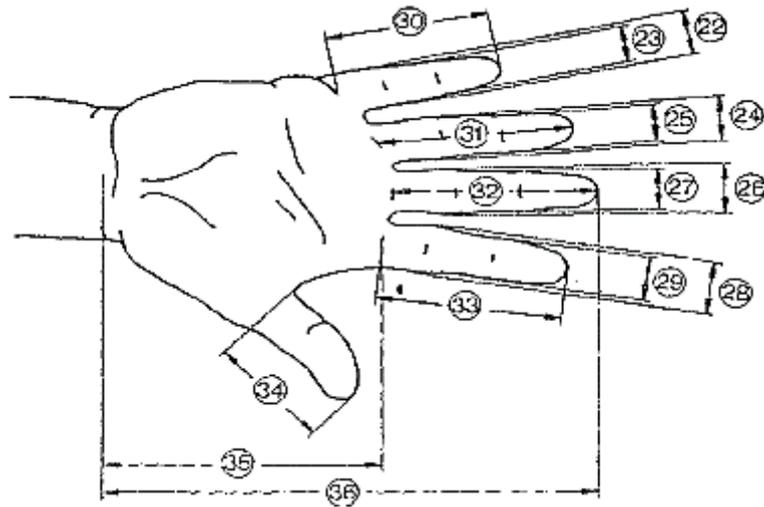


Ilustración 1-3: Dimensiones mano humana

Fuente: Melo, 2018

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

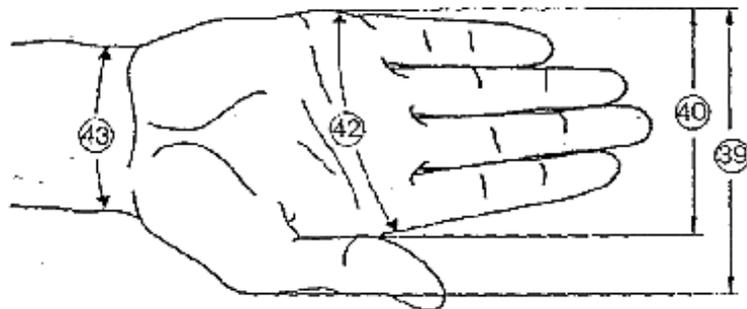


Ilustración 2-3: Dimensiones externas

Fuente: Melo, 2018

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Tabla 1-3: Dimensiones de una mano según DIN 33402

Numero	Descripción	Medida (cm)
22	Ancho meñique en la palma	1.7
23	Ancho del meñique próximo a la yema	1.5
24	Ancho dedo anular en la palma	2
25	Ancho del dedo anular próximo a la yema	1.7
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	2.1
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1.8
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2.1
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	1.8
30	Largo del dedo meñique	6.2
31	Largo del dedo anular	7.7
32	Largo del dedo mayor	8.3
33	Largo del dedo índice	7.5
34	Largo del dedo pulgar	6.7
35	Largo de la palma de la mano	10.9
36	Largo total de la mano	18.6
39	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	10.7
40	Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	8.5
42	Perímetro de la mano	21
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	17.6

Fuente: Melo, 2018

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.2. Casa de la calidad

Para identificar los requerimientos necesarios de la persona en quien se va a realizar el estudio se tiene una secuencia de 5 pasos los cuales son:

Tomar la voz del cliente, es decir todos los requerimientos que la persona destaque.

Interpretar estas necesidades y traducirlas a términos ingenieriles, estas aportaciones del proyecto serán adicionales a las que ya se crearán en un inicio.

Cubrir los requerimientos según su prioridad y nivel de jerarquía.

Realizar una comparación la cual nos ayude a identificar las mejores soluciones en base a ponderaciones.

Analizar y reflexionar los resultados que se vayan obteniendo, sabiendo que siempre estarán sujetos a mejoras y cambios.

Las características que deberá poseer el prototipo son las siguientes:

- Que sea fácil de colocar y quitar
- Posea un buen agarre
- Permita movimientos estables
- No restrinja la vista del usuario al portar objetos
- Buena resistencia
- Que sea atractivo visualmente
- Que sea simple y fácil de usar
- Económico
- No sea pesado
- El proceso de abrir y cerrar la mano no sea lento
- La fuerza aplicada no cause incomodidad al usuario
- Capacidad de tomar varias posiciones según la forma del objeto a tomar
- Que su reparación y mantenimiento sea fácil
- Que sea amigable con el ambiente
- No genere ruidos desagradables y fuertes en el movimiento o en su accionamiento
- No sea robusto
- Tipo de energía
- Durabilidad a largo plazo
- Que se pueda llevar a lugares diferentes

3.3. Características técnicas

Las características técnicas son las necesidades del cliente, pero traducidas a la voz del ingeniero con parámetros técnico-ingenieriles, posteriormente estas serán comparadas y se elegirá la mejor opción de las que pueden llegar a plantearse en base a ponderaciones.

Tabla 2-3: Características técnicas

Voz Usuario	Voz Ingeniero
Que sea fácil de colocar y quitar	Funcionamiento, portabilidad, simplicidad
Que sea simple y fácil de usar	
Posea un buen agarre	Sujeción y movilidad
Capacidad de tomar varias posiciones según la forma del objeto a tomar	
Permita movimientos estables	Restricción de movimientos
No genere ruidos desagradables y fuertes en el movimiento o en su accionamiento	Comodidad y seguridad
No restrinja la vista del usuario al portar objetos	
Buena resistencia	Diseño mecánico y estético
Que sea atractivo visualmente	
Que se pueda llevar a lugares diferentes	Transportable
No sea robusto	Materiales y dimensiones
No sea pesado	
El proceso de abrir y cerrar la mano no sea lento	Respuesta rápida
La fuerza aplicada no cause incomodidad al usuario	Distribución de la fuerza en los dedos
Que su reparación y mantenimiento sea fácil	Mantenimiento
Detenga las vibraciones	Mitigue las vibraciones
Tipo de energía	Alimentación
Durabilidad a largo plazo	Vida útil

Económico	Costos
-----------	--------

Fuente: Melo, 2018

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.4. Desarrollo casa de la calidad

Para realizar la comparación entre el prototipo de exoesqueleto que se desea construir es necesario definir productos que existan en el mercado y que presenten semejanzas con los requerimientos técnicos que se han detallado con anterioridad, en este caso son necesarios los factores de incidencia que ayudaran a valorar las características del producto frente a la competencia

3.4.1. Factor de incidencia

Los factores de incidencia constituyen en gran parte la matriz de la casa de la calidad ya que muestran magnitudes que ayudan a comparar diferentes cualidades del producto entre si a fin de destacar las más prometedoras para el cliente

Tabla 3-3: Factores de incidencia

Factor de Incidencia	
Fuerte =9	⊙
Medio=3	○
Bajo=1	▽

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Estos factores relacionan de manera directa la voz del usuario con la voz del ingeniero.

3.4.2. Compromisos técnicos

Estos compromisos componen la casa del techo de la calidad en este caso se comparan las características de la voz del ingeniero entre sí en las cuales se determina la relación si es muy positiva, positiva, negativa o muy negativa esto depende netamente sí al mejorar una de estas características la característica con la que se compara también crece de la misma manera o disminuye.

Tabla 4-3: Valores compromisos técnicos

Muy Positiva	⊙
Positiva	○
Negativa	×
Muy negativa	*

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Ya que se han comparado los requisitos del cliente y se los ha traducido a la voz del ingeniero ponderando cada una de estas características se obtiene la casa de la calidad que se muestra a continuación:

3.4.3. Especificaciones técnicas

Tras el análisis de la casa de la calidad se obtienen especificaciones técnicas las cuales nos ayudan a determinar el diseño de la máquina, estas características son en las que debemos priorizar ya que tiene un grado de importancia mayor que las demás, y al igual que las características de la voz del usuario reciben una ponderación.

Tabla 6-3: Especificaciones técnicas

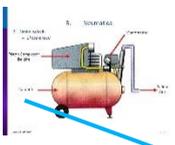
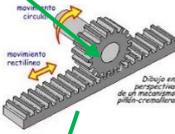
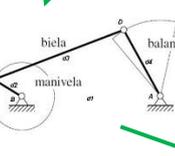
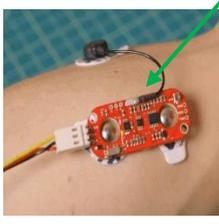
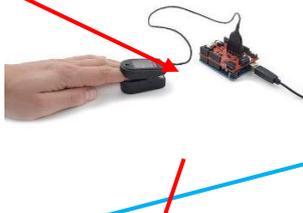
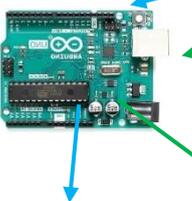
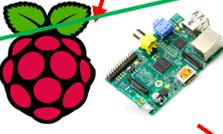
	Funcionamiento, portabilidad, simplicidad	Sujeción y movilidad	Control de movimientos	Comodidad y seguridad	Diseño mecánico y estético	Transportable	Materiales y dimensiones	Respuesta rápida	Fuerza ejercida y distribución	Mantenimiento	Mitigue las vibraciones	Alimentación	Vida útil	Costos
Propia empresa	5	4	4	5	4	3	4	4	4	3	4	4	4	4
Competencia 1	3	3	4	4	4	4	2	4	2	2	4	4	3	4
Competencia 2	4	4	5	3	4	3	2	5	4	2	3	5	4	5
Competencia 3	4	4	3	5	4	5	3	4	3	2	3	4	4	4
Incidencia	1325,7	962,7	631,2	704,1	1925,1	472,8	1005,6	613,2	752,4	1078,8	786	644,4	903,3	1226,4
Incidencia en %	10,1728861	7,3873708	4,84357375	5,40297889	14,7724395	3,62807615	7,71656806	4,70544902	5,77361357	8,27827528	6,0314464	4,94486521	6,9315592	9,41089804
														100

Valores de referencia
Uso de un actuador mecánico
Velcros y uniones metálicas lisas
Mecanismo de 4 barras
Diseño biomecánico adaptado
Software ingenieril
Equipo móvil
PLA
Uso de sensores piezoeléctricos
Motor a pasos y control automático
Fácil ensamblaje y acceso a piezas
Uso de resortes
Sistema eléctrico 12 V
Plan de mantenimiento preventivo
300 \$

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.5. Matriz morfológica y generación de alternativas

Tabla 7-3: Alternativas

Generación de alternativas				
Alimentación				
Actuador del sistema				
Transmisión de potencia y movimiento				
Sensores				
Procesamiento de datos				
Vibraciones				

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.6. Análisis de alternativas

Las alternativas que hemos generados son tres:

Alternativa A: prototipo el cual tendrá alimentación eléctrica destinada al servomotor que transmitirá el movimiento a un sistema de engranajes que permitan la movilidad de la mano para

que posteriormente esta señal sea captada por un sensor E-health que registra los cambios en el movimiento muscular y los traduce a pulsos eléctricos, finalmente el sistema de control estará siendo gobernado por un Raspberry Pi, para mitigar los movimientos entre la muñeca y antebrazo se opta por un juego de muelles.

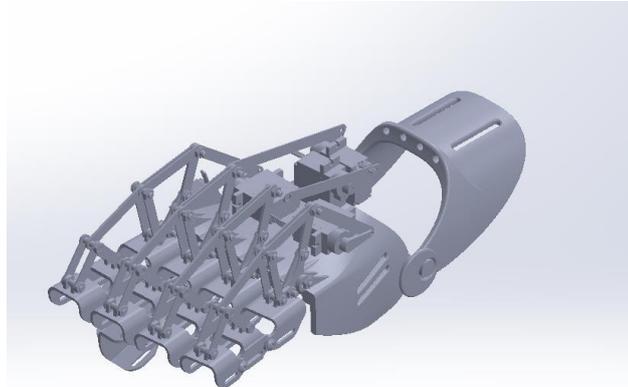


Ilustración 3-3: Modelo Alternativa A

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Alternativa B: en este caso tenemos variaciones en el actuador el cual será un motor a pasos que conectara un mecanismo piñón cremallera la parte electrónica constara de un microcontrolador Arduino uno el cual recibirá señales de un sensor de fuerza que le indicará un cambio en el movimiento cuando ese detecte una variación de fuerza ejercida, el mecanismo que se usa aquí para controlar el movimiento es uno de cuatro barras que conectar a los dedos del portador, las vibraciones producidas serán reducidas por un amortiguador de fricción-deformación. En esta alternativa a su vez se genera una variante solo en el sensor de movimiento ya que también es posible usar un sensor electromiográfico para registrar los movimientos musculares y accionar el sistema.

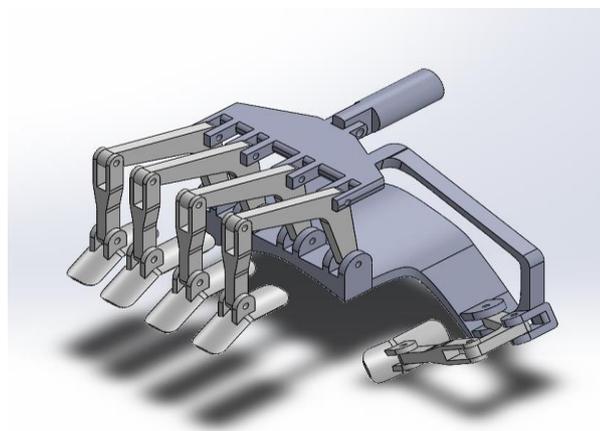


Ilustración 4-3: Modelo alternativa B

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Alternativa C: Finalmente una opción que deja de lado la energía eléctrica y hace uso de aire comprimido para generar el movimiento, el actuador del sistema es un pistón neumático, mismo que brindara energía al sistema que está conectado a las falanges del exoesqueleto mediante enlaces de cable nylon, estos enlaces permitirán la apertura y cierre de la mano, el sensor a usar en esta ocasión es un sensor de tipo efecto hall que detecta con gran eficiencia cambios en el campo magnético, y este es uno de los problemas ya que para que funcione se debería usar un convertidor de señales, un amortiguador que usa fluido viscoso es la alternativa para eliminar las vibraciones.



Ilustración 5-3: Modelo Alternativa C

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

3.7. Selección de alternativa

Se toman los criterios técnicos más importantes para la evaluación de alternativas:

Control de movimientos, fuerza ejercida, mitigación las vibraciones, alimentación, materiales y dimensiones

Tabla 8-3: Evaluación criterios

	Control de movimientos	Fuerza ejercida	Mitigación las vibraciones	Alimentación	Materiales y dimensiones	$\Sigma+1$	Ponderación
Control de movimientos	x	0,5	0,5	0	0,5	2,5	0,16666667
Fuerza ejercida	0,5	x	0,5	0	0,5	2,5	0,16666667
Mitigación las vibraciones	0,5	0,5	x	1	0,5	3,5	0,23333333

Alimentación	1	1	0	x	0,5	3,5	0,23333333
Materiales y dimensiones	0,5	0,5	0,5	0,5	x	3	0,2
Total						15	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

A continuación, se evalúa cada uno de los criterios en función de las alternativas creadas

- Control de movimientos

Tabla 9-3: Evaluación de alternativas

Alternativas	A	B	C	$\Sigma+1$	Ponderación
A	X	0,5	0,5	2	0,33333333
B	0,5	X	1	2,5	0,41666667
C	0,5	0	X	1,5	0,25
TOTAL				6	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

- Fuerza ejercida

Tabla 10-3: Fuerza ejercida

Alternativas	A	B	C	$\Sigma+1$	Ponderación
A	X	0,5	0	1,5	0,25
B	0,5	X	0,5	2	0,33333333
C	1	0	X	2	0,33333333
TOTAL				5,5	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

- Mitigación las vibraciones

Tabla 11-3: Mitigación de vibraciones

Alternativas	A	B	C	$\Sigma+1$	Ponderación
A	X	0,5	1	2,5	0,41666667

B	0,5	X	1	2,5	0,41666667
C	0	0	X	1	0,16666667
TOTAL				6	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

- Alimentación

Tabla 12-3: Alimentación

Alternativas	A	B	C	$\Sigma+1$	Ponderación
A	X	0,5	1	2,5	0,41666667
B	0,5	X	1	2,5	0,41666667
C	0	0	X	1	0,16666667
TOTAL				6	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

- Materiales y dimensiones

Tabla 13-3: Materiales y dimensiones

Alternativas	A	B	C	$\Sigma+1$	Ponderación
A	X	0	0,5	1,5	0,25
B	1	X	1	3	0,5
C	0,5	0	X	1,5	0,25
TOTAL				6	1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

Una vez realizadas las ponderaciones de cada solución se realiza la tabla de resultados finales:

Tabla 14-3: Resultados de las ponderaciones

Alternativas	Control de movimientos	Fuerza ejercida	Mitigación las vibraciones	Alimentación	Materiales y dimensiones	Σ	Prioridad
A	0,056	0,042	0,097	0,097	0,050	0,342	2
B	0,069	0,056	0,097	0,097	0,100	0,419	1
C	0,042	0,056	0,039	0,039	0,050	0,225	3

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La selección de esta alternativa se da por varias razones y es que, al poseer un actuador lineal, disminuye y simplifica las dimensiones del prototipo, al revisar el estado del arte, muchos exoesqueletos funcionan con especie de músculos sintéticos, los cuales son producidos por empresas de alto desarrollo y apoyo gubernamental como es la NASA, en nuestro caso al ser únicamente un prototipo podemos simular con este actuador la tracción y compresión que necesitaría la mano para estabilizarse así como también una rápida ejecución. Además, la facilidad de trabajar con herramientas comunes dentro de ingeniería como es ARDUINO conlleva al uso de sensores que son fácilmente adaptables al microcontrolador. El sensor electromiográfico nos va a dar una rápida señal de cuando un músculo está en movimiento, sabemos que es aquí donde se origina las señales que nos van a decir cuando el miembro superior está actuando, permitiendo tomar medidas y ser procesadas para su posterior evaluación se contrarreste el movimiento indeseado.

3.8. Trayectorias de movimiento

Las trayectorias generadas se las obtuvo mediante el software tracker, el análisis se lo realiza en el dedo índice, pero tomando en cuenta que el movimiento de los dedos es muy parecido las trayectorias también tendrán una similitud en los dedos restantes, la única variación que se generará es en las dimensiones de las longitudes de las falanges.

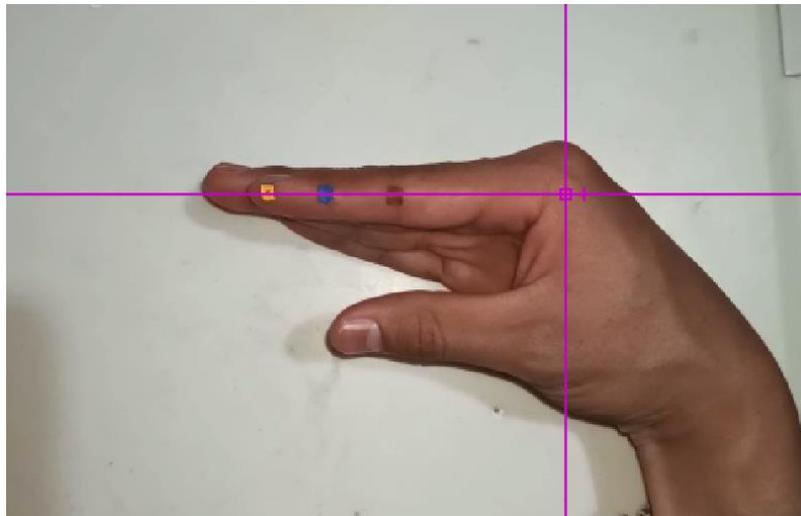


Ilustración 6-3: Posición inicial mano

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

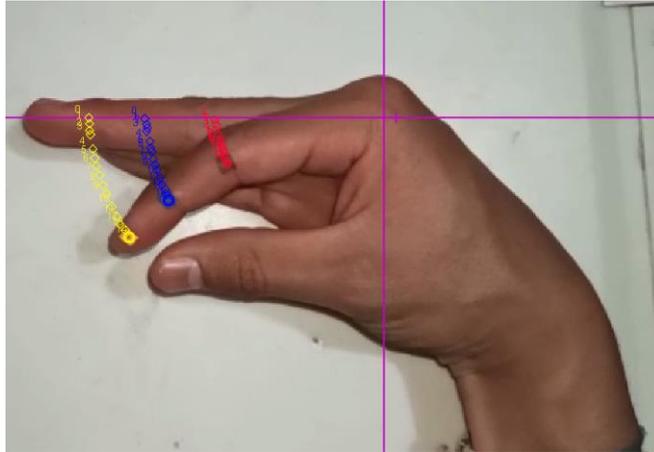


Ilustración 7-3: Seguimiento de trayectoria

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

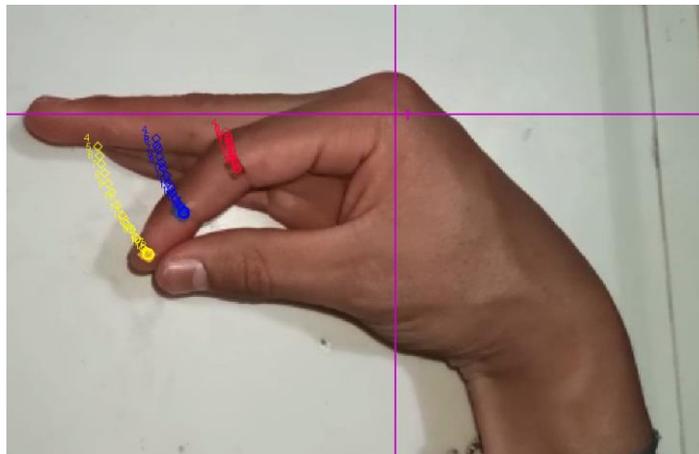


Ilustración 8-3: Posición final mano

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La aplicación permite trazar el recorrido de un objeto determinado mediante el movimiento continuo de un video que debe ser previamente cargado en el software, como punto de partida se debe establecer la duración del tiempo de estudio, la cantidad de fotogramas por segundo y el lapso entre cada fotograma, en este caso para identificar de forma más fácil cada uno de los puntos de estudio se han colocado tres referencias de colores amarillo, azul y rojo como se puede observar en la ilustración 3; es importante definir un sistema de coordenadas en este caso las líneas rosa son nuestro plano cartesiano de referencia con el cual se establece la posición inicial, para nuestro análisis se ha definido tres masas individuales una para cada punto de estudio estos son Masa A, Masa B, Masa C.

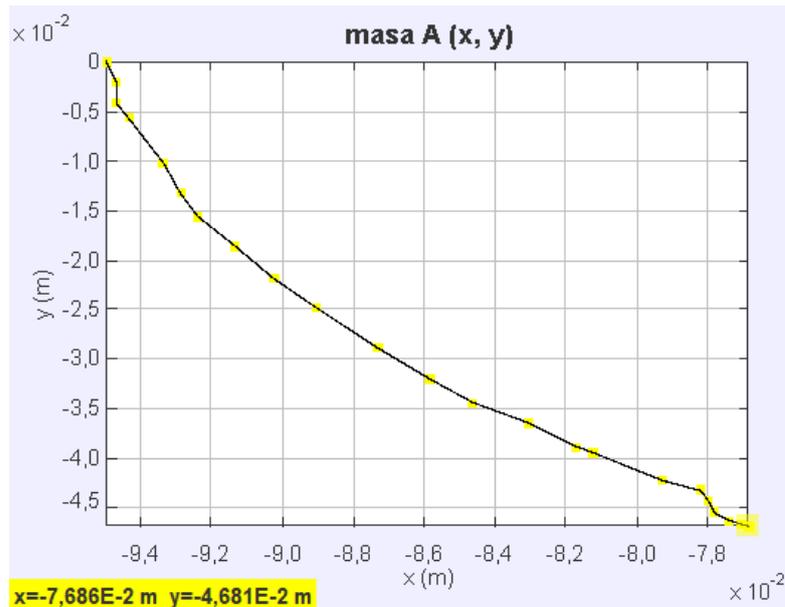


Ilustración 9-3: Masa A

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

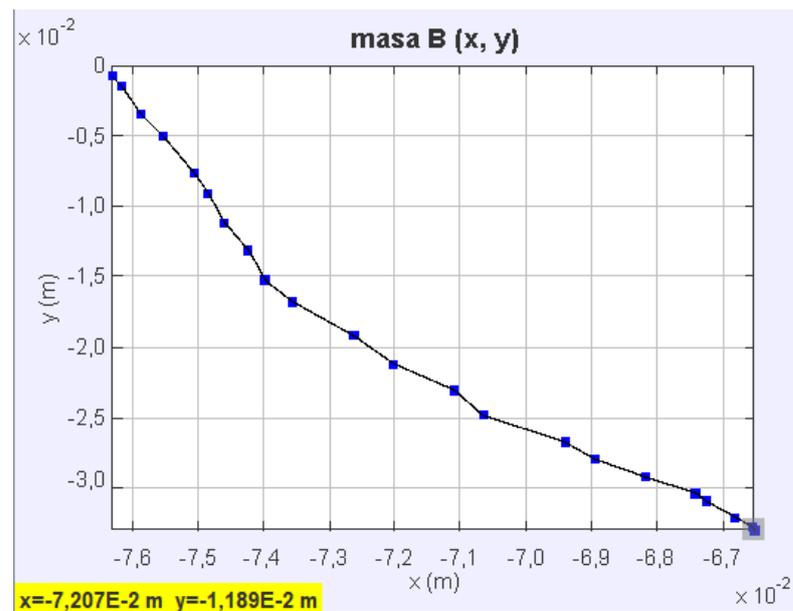


Ilustración 10-3: Masa B

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

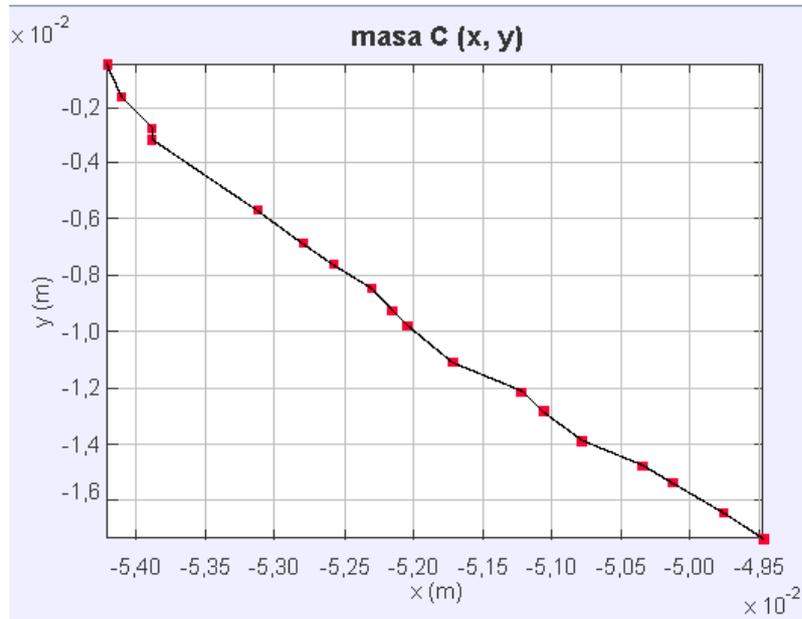


Ilustración 11-3: Masa C

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Comparativa de las 3 trayectorias:

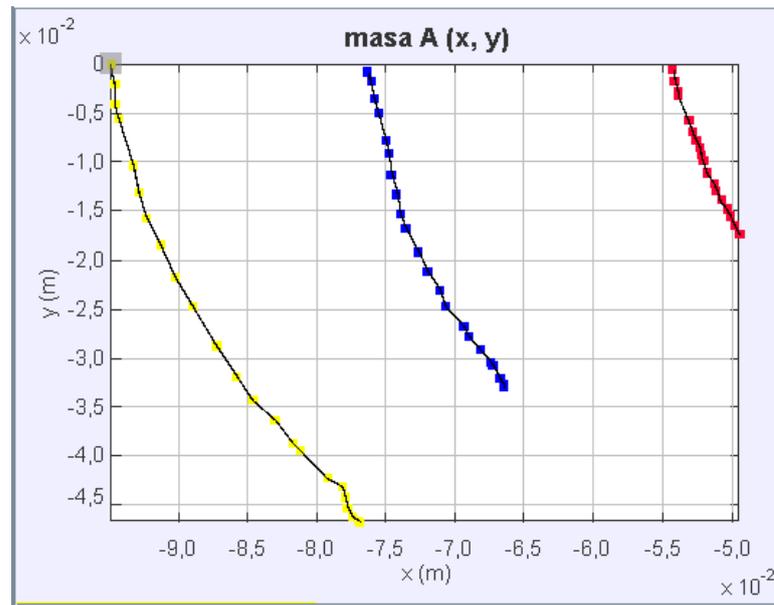


Ilustración 12-3: Comparativa de trayectorias de masas

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.9. Generación de trayectorias mediante SAM

En este apartado se hizo uso del software SAM y Solid Works para generar la trayectoria que deberá recorrer cada uno de los puntos de estudio de la mano que se analizó el punto anterior, mediante esta simulación se puede establecer de forma previa como estará constituido el mecanismo, también sus puntos de conexión, el actuador solo es una representación dentro del

programa ya que en el sistema real vamos a usar un actuador lineal, las dimensiones de mano usadas son de Bryan Garcés para establecer medidas exactas para el mecanismo-

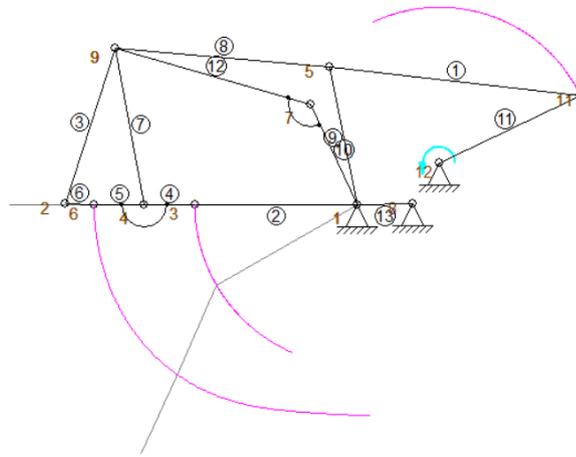


Ilustración 13-3: Mecanismo de exoesqueleto

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

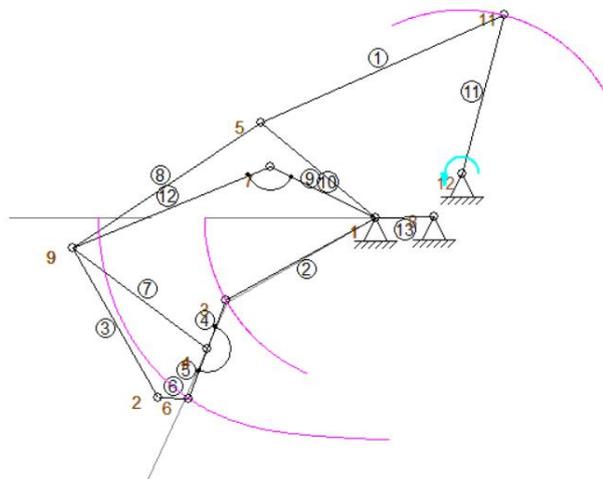


Ilustración 14-3: Verificación de trayectoria

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.10. Elaboración de un prototipo a escala para corroborar movimientos

Previo a la creación del exoesqueleto original para observar y comprender el movimiento de los falanges de la mano estudiada se crearon las partes del mecanismo con las dimensiones ya establecidas en pasos anteriores, usando como puntos de rotación chinchas metálicas, para que el

movimiento sea relativo en este caso se usó cinta para unir el dedo y el prototipo del exoesqueleto; estos elementos serán reemplazados posteriormente con piezas fabricadas en impresión 3D, pasadores del mismo tipo que conectarán en los puntos de unión y para el montaje sobre la mano se usaran velcros de aplicación médica y son compatibles con la piel humana sin causar incomodidad y se adaptan con facilidad



Ilustración 15-3: Mecanismo de prueba 1

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

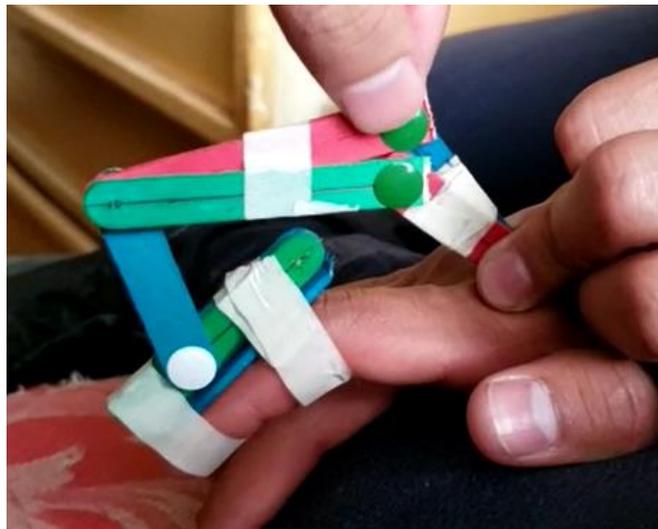


Ilustración 16-3: Mecanismo de prueba 2

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023



Ilustración 17-3: Eslabones de madera

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023



Ilustración 18-3: Mecanismo de madera

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.11. Selección de material

Los polímeros son los materiales más utilizados en el área de prótesis y exoesqueletos, dentro de los más comunes se tiene: Ácido Polilactico (PLA), Tereftalato de polietileno (PET), Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

A continuación, se realiza una comparativa de propiedades y precio.

Tabla 15-3: Comparación de materiales

Propiedades	ABS	PLA	PETG	TPU
Densidad (kg/m ³)	1050	1240	1270	1210
Módulo de Young (GPa)	1,7	3,6	1,5	1,1
Resistencia tracción (MPa)	65	60-70	46	29x
Resistencia compresión (MPa)	55	66-86	-	-
Coefficiente de poisson	0,37	0,4	0,33	0,28-0,35
Temperatura de fusión (°C)	220-245	145-177	210-250	210-230
Precio (\$)	1,60-2,22	1,7-1,9	2,4-2,9	2,9

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

En base a estas propiedades se elige el material de manufactura al PLA o ácido polilactico.

3.12. Modelado tridimensional

Con el uso de Solid Works se creó el prototipo virtual del mecanismo que se adaptara en la mano del portador de este proyecto, ya que se ha comprobado las trayectorias y movimientos correctos, a continuación, se muestra el sistema que formara parte del dedo índice.

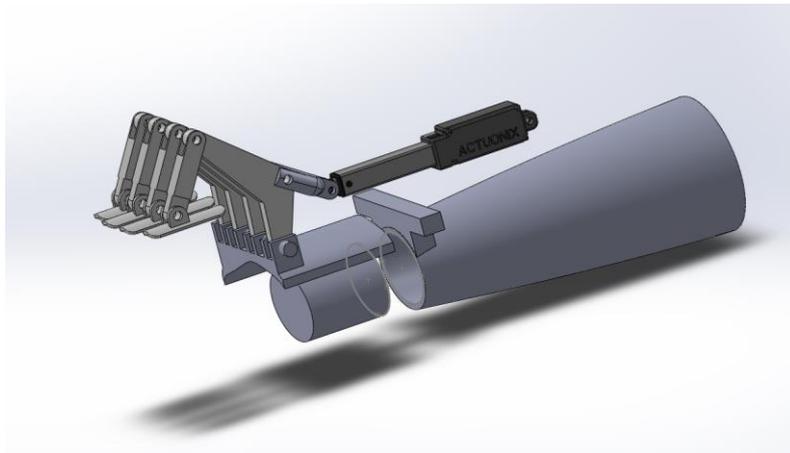


Ilustración 19-3: Ensamble tridimensional

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

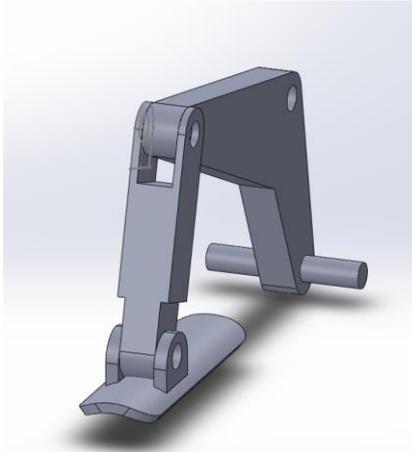


Ilustración 20-3: Mecanismo para una falange

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

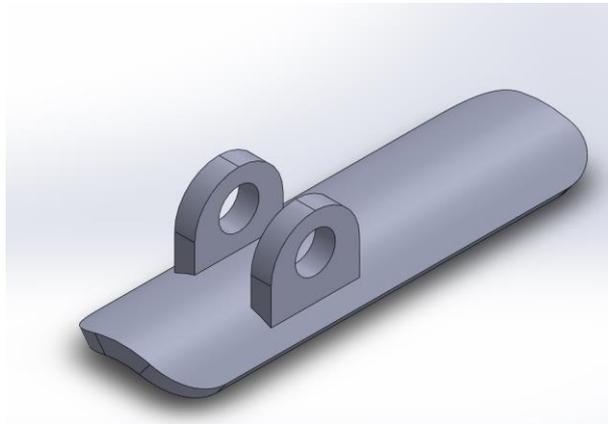


Ilustración 21-3: Acople del dedo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

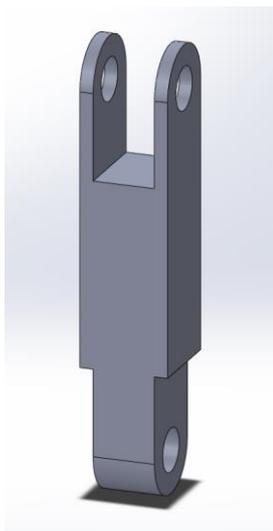


Ilustración 22-3: Eslabón medio

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

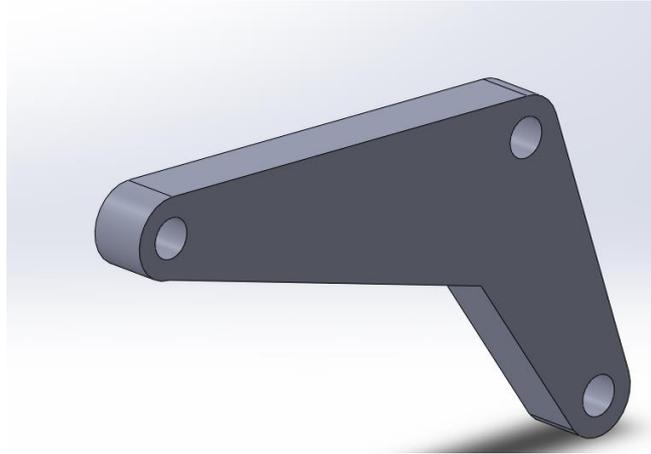


Ilustración 23-3: Eslabón principal

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.13. Fuerza

De manera preliminar se sabe que el exoesqueleto no deberá levantar pesos considerables, ya que los cubiertos destinados a la alimentación pesan aproximadamente 0,2lb tomando esto en consideración podemos hacer una estimación para trabajar del lado de la seguridad y trabajar con 1kg como peso máximo, en el modelo preliminar se tendrá 5 actuadores por dedo y si repartimos el peso total a los dedos se observa que cada dedo soportará 200g.

En el sistema estarán actuando 3 fuerzas, los 200g por dedo que se ha mencionado con anterioridad, mediante datos estadísticos encontrados se tiene que a fuerza causada por el padecimiento cuando la persona tiembla tiene un rango de variación entre 0,3 y 0,45kg, finalmente se añade un peso variable de 0.1kg

$$F_{dedo} = 0,2 + 0,5 + 0,1 = 0,75kg = 0,8 * 9,81 = 7,358N$$

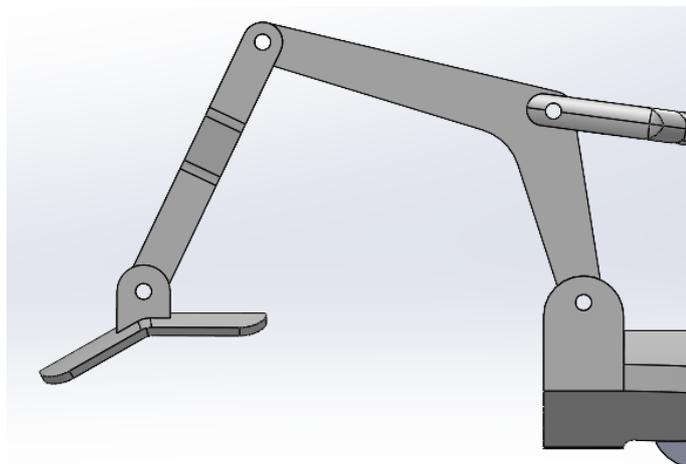


Ilustración 24-3: Mecanismo para análisis de fuerza

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.13.1. Análisis estático

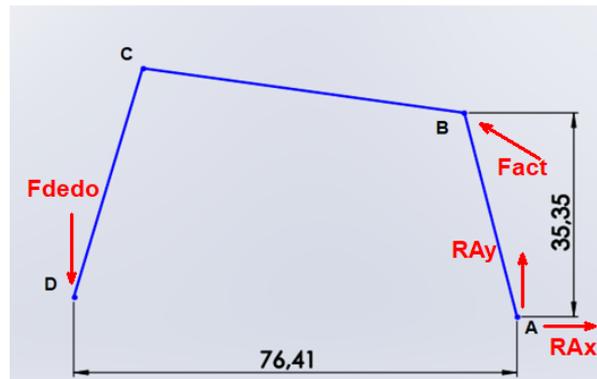


Ilustración 25-3: Análisis estático

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

$$\sum M_A = F_{act} * 35,35 * \cos(10) - F_{dedo} * 76,41 = 0 \quad (1)$$

$$F_{act} * 35,35 = F_{dedo} * 76,41$$

$$F_{act} = 16,15 \text{ N}$$

En la posición contraída:

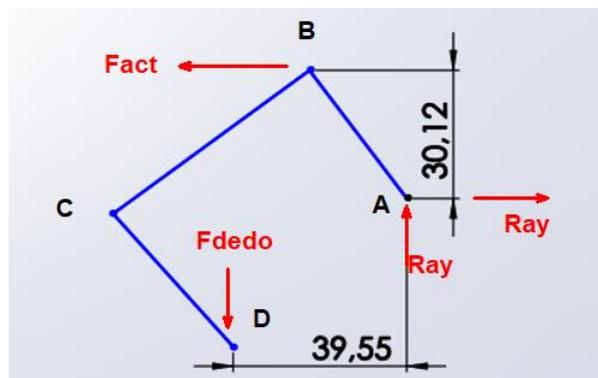


Ilustración 26-3: Posición contraída

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

$$\sum M_A = F_{act} * 30,12 - F_{dedo} * 39,55 = 0 \quad (2)$$

$$F_{act} * 30,12 = F_{dedo} * 39,55$$

$$F_{act} = 9,66 \text{ N}$$

3.13.2. Análisis dinámico

En este caso se involucra la aceleración angular; este dato será proporcionado según el tiempo que se desee que el mecanismo realice la tarea de apertura y cierre, a su vez también esta aceleración será la que deberá impartir el actuador lineal sobre el mecanismo

Como parámetros de control tenemos que ser parte del reposo el rango de movimiento oscilará entre 0 y 70° para el eslabón que se acopla en la falange, sin embargo, el eslabón que conecta con el acoplador tendrá una rotación de 45° aproximadamente, el tiempo a cumplir con este rango angular es de 1 segundo como máximo, el servomotor seleccionado dentro de sus características indica una velocidad angular de 0,25s/60°.

Como primer paso se calcula la velocidad angular

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (3)$$

$$\omega = \frac{(60^\circ * \frac{\pi \text{ rad}}{180^\circ})}{0,25} = 4,19 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Para la aceleración angular hacemos el uso de la siguiente ecuación

$$\omega^2 = \omega_0^2 + 2 \alpha * (\theta - \theta_0) \quad (4)$$

$$\alpha = \frac{\omega^2}{2 * \theta} = 11,17 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$$

Con estos datos obtenidos podemos calcular las fuerzas que se ejercerán durante el movimiento

$$\sum M_A = I * \alpha \quad (5)$$

$$\sum M_A = F_{act} * 35.35 * \cos(10) - F_{dedo} * 76.41$$

La inercia es un dato el cual se lo va a obtener mediante SolidWorks del modelo tridimensional creado previamente

Momentos de inercia: (gramos * milímetros cuadrados)		
Medido desde el sistema de coordenadas de salida.		
lxx = 608237.29	lxy = -86932.38	lxz = 226077.58
lyx = -86932.38	lyy = 1009399.34	lyz = -21271.84
lzx = 226077.58	lzy = -21271.84	lzz = 588122.61

En la posición inicial

$$F_{act} = 16,34$$

En la posición final

$$F_{act} = 9.9 N$$

3.13.3. Selección del actuador

En base a los resultados obtenidos del análisis de fuerzas se selecciona el servomotor MG955 por las siguientes características:

- Par de parada: 10,3 kg/cm (4,8 v); 11,2 kg/cm (6v)
- Velocidad de funcionamiento: 0,25 s/60 grados (4,8 v); 0,16 s/60 grados (6,0 v)
- Voltaje de funcionamiento: 4,8 ~ 6,6 v
- Tipo de engranaje: engranaje de metal

La fuerza máxima calculada es: 16,3N

Tabla 16-3: Fuerzas determinadas

	Fuerza Actuador (N)	
Análisis	Posición Inicial	Posición Final
Estático	16,15	9,66
Dinámico	16,3	9,8

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La fuerza máxima es 16,3N por dedo, el actuador por lo tanto deberá generar como mínimo al menos 65,2 N de fuerza.

Torque MG955: 10,3 Kg.cm

Diámetro piñón: 3cm

$$F = \frac{T}{d} = \frac{10,3}{1,5} = 6,87kg = 67,362N$$

Se puede apreciar que se cubre los requerimientos de fuerza para accionar el mecanismo.

3.14. Elementos de unión

Mediante el DCL de la ilustración 22-3 se calcula la resistencia de los elementos de unión y del mecanismo en los puntos de apoyo evaluando el esfuerzo de aplastamiento.

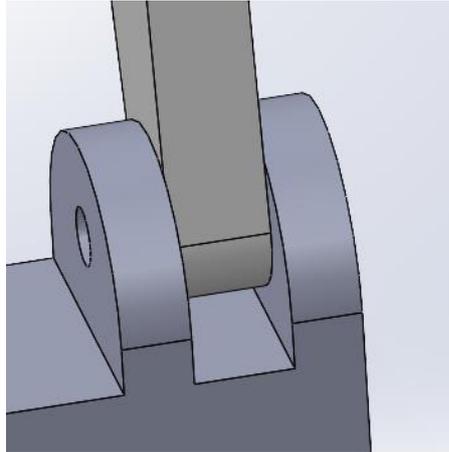


Ilustración 27-3: Área de estudio

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Conocidas las fuerzas que ejercen la mano y el actuador se obtiene las reacciones en el punto A en el cual se están generando los esfuerzos cortantes y de aplastamiento

$$\sum Fy = 0 \quad (6)$$

$$20 * \sin(20) - 7.387 + RAy = 0$$

$$RAy = -6.84 N$$

$$\sum Fx = 0 \quad (7)$$

$$20 * \cos(20) + RAx = 0$$

$$RAx = 18.8 N$$

3.14.1. Esfuerzo cortante

Se usa RAx calculada previamente, el diámetro del pasador del apoyo es de 3mm

$$\tau = \frac{P}{2A} \quad (8)$$

$$\tau = \frac{18.8}{2 * \frac{\pi}{4} * \left(\frac{3}{1000}\right)^2} = 1,32MPa$$

Si; el esfuerzo cortante de cedencia del acero es de 145 MPA

$$\tau = \frac{P}{2A} \quad (9)$$

$$\tau = \frac{145}{1.32} = 109$$

El pasador tiene el tamaño adecuado para resistir las cargas mencionadas

3.14.2. Esfuerzo de aplastamiento

La fuerza por usar es RA ya que el cuerpo posee una inclinación y la fuerza debe ser normal al plano de evaluación

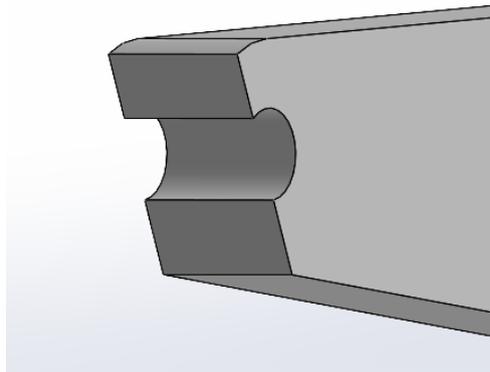


Ilustración 28-3: Proyección del área de estudio

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (10)$$

$$\sigma = \frac{20}{\left(\frac{3 * 5}{1000^2}\right)} = 1.33MPa$$

El esfuerzo de cedencia a compresión del material PLA tiene un rango de 66 a 86 MPA, se usará 66MPA

$$n = \frac{\sigma p}{\sigma} \quad (11)$$

$$n = \frac{66}{1.33} = 49$$

3.15. Fuerza en el sistema anti vibraciones

Analizando la vibración propiamente, sabemos que la fuerza es fluctuante y depende del nivel de la enfermedad, se han realizado mediciones con un acelerómetro en la mano del paciente en una

posición que emula a la que haría cuando se alimenta observándose que los tremores máximos se presentan cuando la extremidad está en reposo.

Los datos se obtuvieron en periodos de quince segundos con pausas en las posiciones inicial y final del movimiento

Tabla 17-3: Datos mediciones de tremores

Medida	Frecuencia (Hz)	Aceleración (m/s ²)
Máxima	5,102	-3,11 a 2,83
Mínima	1,781	-1,02 a 0,61

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

El mecanismo de deformación estará en posición inicial soportando el peso de la mano la cual tendrá una aceleración debido al movimiento involuntario, esta fuerza generara una fuerza de reacción en el amortiguador la misma que generara esfuerzos que serán asimilados por el material, debido a que en el amortiguador el enlace podrá deslizarse, pero dificultad, se entiende como un soporte simple articulado.

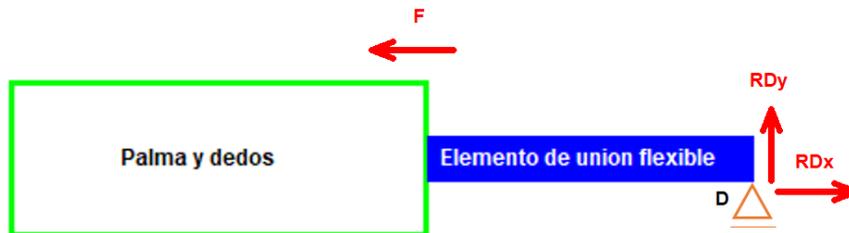


Ilustración 29-3: DCL sistema amortiguación

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Se conoce que el peso de la mano es de 0,5kg aproximadamente, a fin de trabajar del lado de la seguridad se usara el valor de la aceleración máxima 3,11 m/s²

$$F = m * a \quad (12)$$

$$F = 0,5 * 3.11$$

$$F = 1.56 N$$

Por sumatoria de fuerzas, RDx tendrá la misma magnitud de F; sin embargo, la fuerza que necesitamos es la fuerza de fricción que se está generando en el elemento amortiguador:



Ilustración 30-3: Fuerza de fricción

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

$$Fr = RDx = \mu * N$$

(13)

En este caso el peso no influye mayormente por lo que es necesario conocer N para saber la magnitud mínima de la fuerza que estará comprimiendo al elemento de unión por un extremo, para los materiales que sujetaran al eslabón, existen dos alternativas: caucho de nitrilo o etilvinilacetato, el coeficiente de fricción de estos materiales para movimientos moderados es de 0.75, encontrando que la fuerza normal es:

$$N = \frac{1.56}{0.8} = 1.95N$$

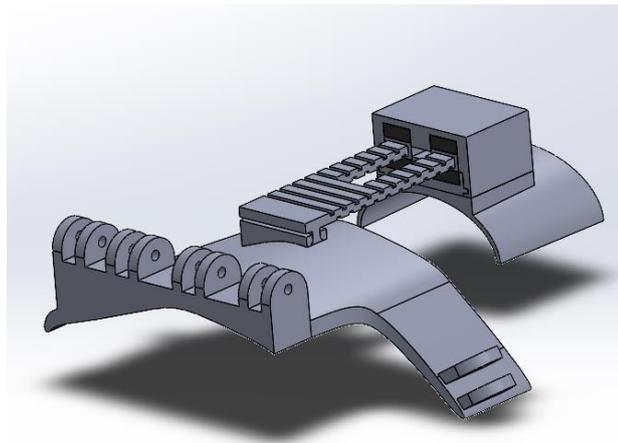


Ilustración 31-3: Sistema de control de vibraciones

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.16. Férula guía de movimiento

Los movimientos involuntarios no se producen solamente en una dirección, sino que el movimiento horizontal debe también ser controlado, para este elemento se usa acero A36; el cual además de restringir los movimientos también tendrá la finalidad de guiar el movimiento de la muñeca en una determinada posición y no interfiera con el funcionamiento del mecanismo de sujeción que está en los dedos.

Una ortesis es un elemento externo al cuerpo humano que mejora las funciones de movilidad o las restringe dependiendo de las necesidades, en este caso se utiliza como una guía y amortiguador rotativo manteniendo en una sola dirección la muñeca, de tal manera que se pueda realizar una actividad con naturalidad.(Manuel et al. 2013)

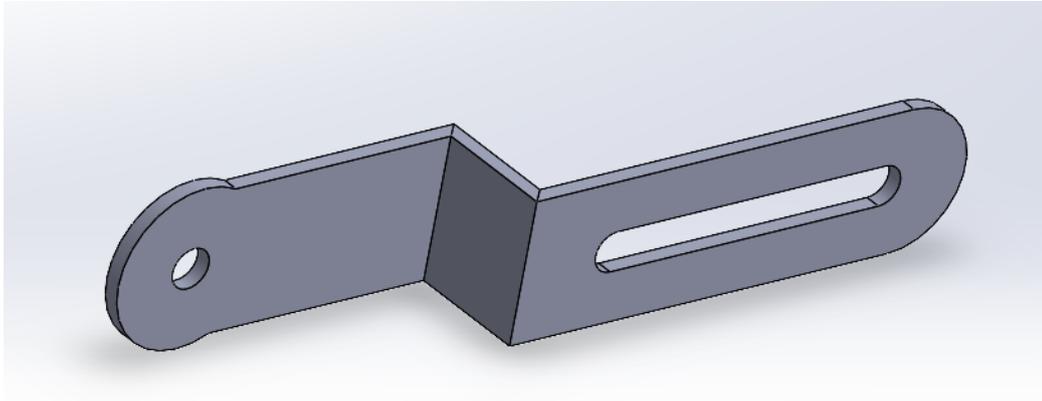


Ilustración 32-3: Modelo férula

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

3.17. Programación del mecanismo

Para la programación del mecanismo se inició con una programación y prueba básica en Arduino que consistía en accionar un servomotor de prueba con la presión ejercida en un sensor piezoresistivo, de tal manera que esto continúa con el objetivo de la investigación que es que al detectar una vibración en la mano el mecanismo extinga la misma y permita al usuario alimentarse, para dicha función se utilizó esta programación:

```
#include <Servo.h>

Servo servo;

int servopin=3;

int piezoPin=0;

int sensibility=100;

int servovalue=0;

void setup() {

servo.attach(3);

pinMode (servopin, OUTPUT);

}

void loop() {
```

```

servovalue= analogRead(piezoPin);

if (servovalue >= sensibility) {

servovalue=180;

}

```

Misma que consiste en leer la señal analógica del piezo y según su valor dar la orden al servo de actuar y cuando deje de existir presión que la misma empiece de manera paulatina a regresar a su origen.

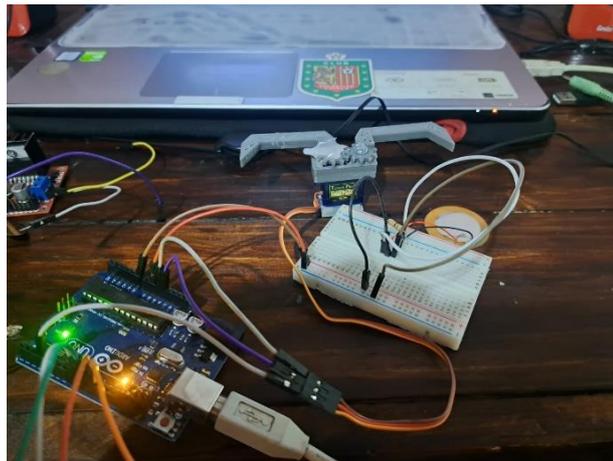


Ilustración 33-3: Servo controlado por piezoresistivo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Una vez cumplida la función, se trata de realizar la misma acción, pero con el servomotor MG955 el cual tendrá la función de que al rotal de 0 a 100° deberá recorrer linealmente la cremallera la distancia deseada de modo que el paciente pueda cerrar su mano

```

#include <Servo.h>

Servo s1;

int peso=0;

int pesog=0;

void setup()

{

s1.attach(8);

pinMode(A0,INPUT);

Serial.begin(9600);

```

```

}

void loop() {

  peso=analogRead(A0);

  pesog=peso/8.95;

  s1.write(pesog);

Serial.print("El peso es:");

Serial.print(pesog);

Serial.println("N");

}

```

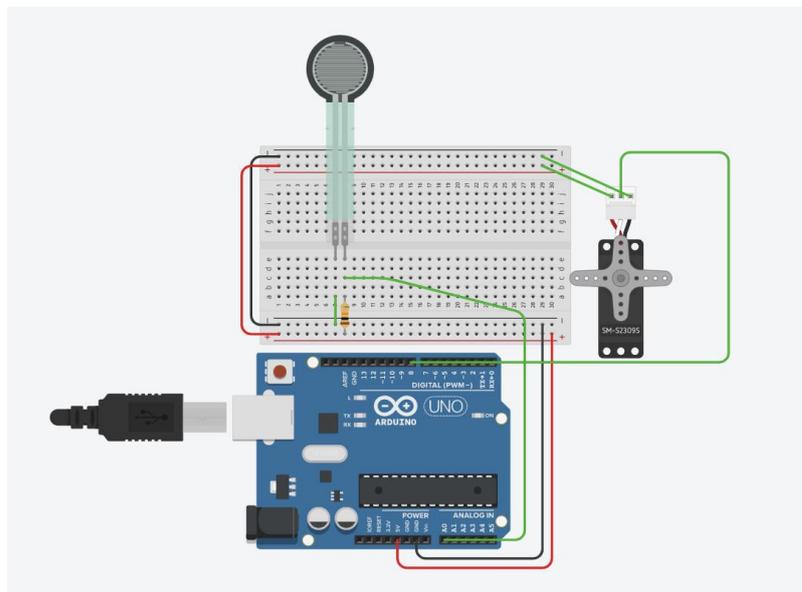


Ilustración 34-3: Conexión Arduino a motor paso a paso

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La conexión del sensor de fuerza se da con una resistencia que cumple la función de un divisor de voltaje, que lo que realiza es básicamente disminuir la señal de salida para que la respuesta sea más controlada, aparte de reducir el rango de valores con los que se va a trabajar.

Dicho sensor tiene una sensibilidad de 0.1 a 10N para nuestra aplicación y basados en bibliografía, cumple con el 1 kg necesario que debe ejercer el exoesqueleto.

CAPITULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados mecanismo de movimiento obtenidos de ANSYS

4.1.1. Deformación total

En la siguiente ilustración podemos observar que existe una deformación general en el mecanismo, sin embargo, donde se genera la máxima deformación es en el elemento que se adaptara al dedo del paciente.

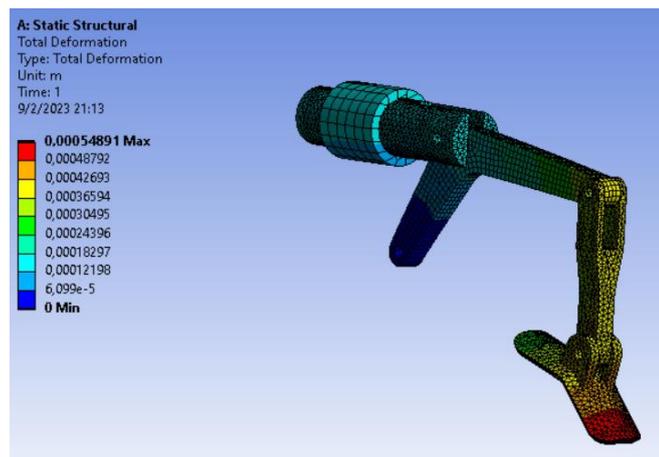


Ilustración 1-4: Deformación total del mecanismo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.1.2. Esfuerzo equivalente

Los esfuerzos máximos se están generando en el punto A de apoyo del mecanismo, este punto es el que permitirá el giro del sistema en su totalidad.

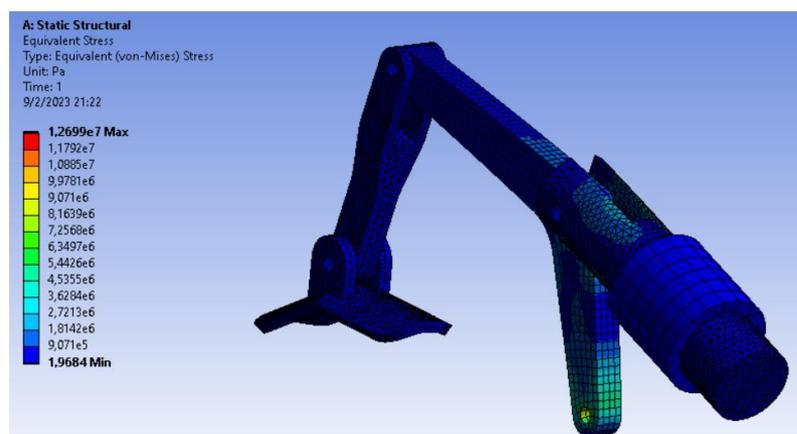


Ilustración 2-4: Esfuerzos máximos

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023.

4.1.3. *Esfuerzo cortante máximo*

Los esfuerzos cortantes de la misma manera que en el caso del esfuerzo equivalente se concentran en el punto de apoyo del mecanismo.

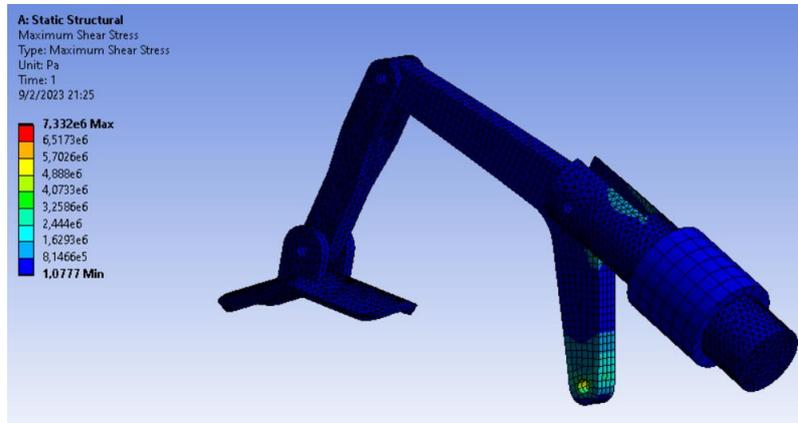


Ilustración 3-4: Esfuerzo cortante máximo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.1.4. *Factor de seguridad*

Dado que los esfuerzos se concentran de manera mayoritaria en el punto A, se observa que el factor de seguridad en ese lugar es menor a comparación del mecanismo en su totalidad con un valor de 4,46 sin embargo es un valor alto y cubre perfectamente nuestras necesidades.

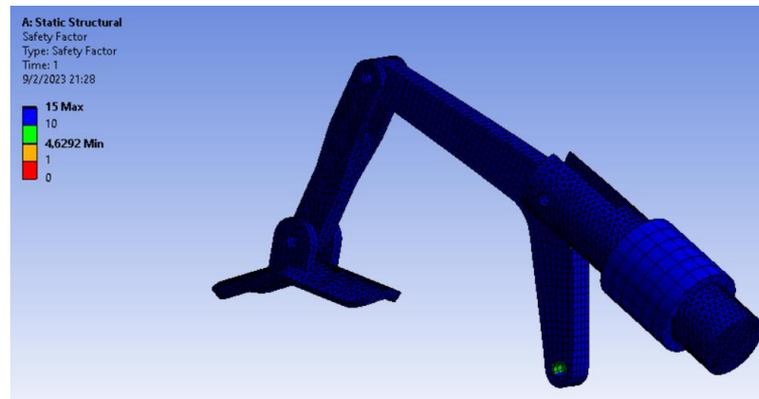


Ilustración 4-4: Factor de seguridad

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.1.5. Resultados del modelo ensamblado

Tabla 1-4: Resultados Ansys mecanismo completo

Valor	Deformación total (mm)	Esfuerzo equivalente (MPa)	Esfuerzo cortante máximo (MPa)	Factor de seguridad	Calidad de Malla
Max	0,000465	9,99	5,686	15	1
Min	0	0,009	0,005	14,52	0,01017

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

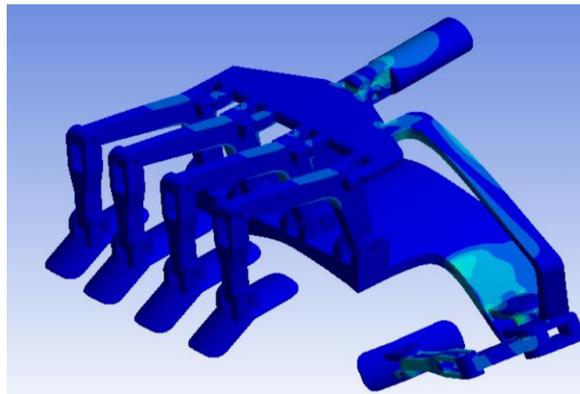


Ilustración 5-4: Modelo simulado

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Los esfuerzos que se han generado en la posición crítica del movimiento no generan complicaciones debido a las propiedades mecánicas del material que se ha usado en la manufactura del sistema.

4.2. Resultados del sistema de mitigación de vibraciones

4.2.1. Elemento de mitigación por deformación

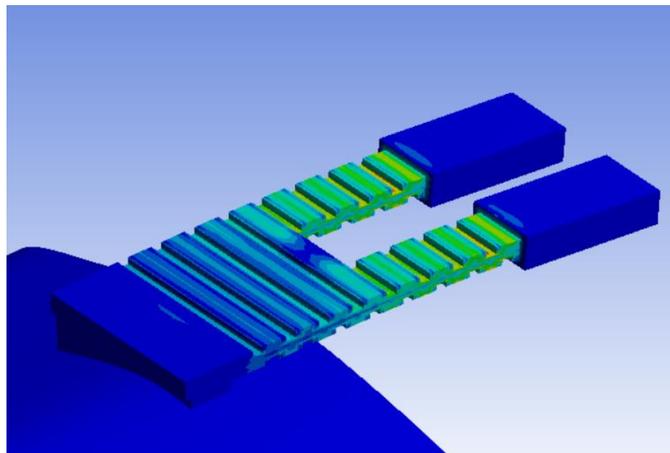


Ilustración 6-4: Análisis FEA amortiguador

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Tabla 2-4: Resultados enlace amortiguador

Valor	Deformación total (mm)	Esfuerzo equivalente (MPa)	Factor de seguridad	Calidad de Malla
Max	0,0018	36,35	15	1
Min	0	5,21	1,98	0,044

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.2.2. Férula guía

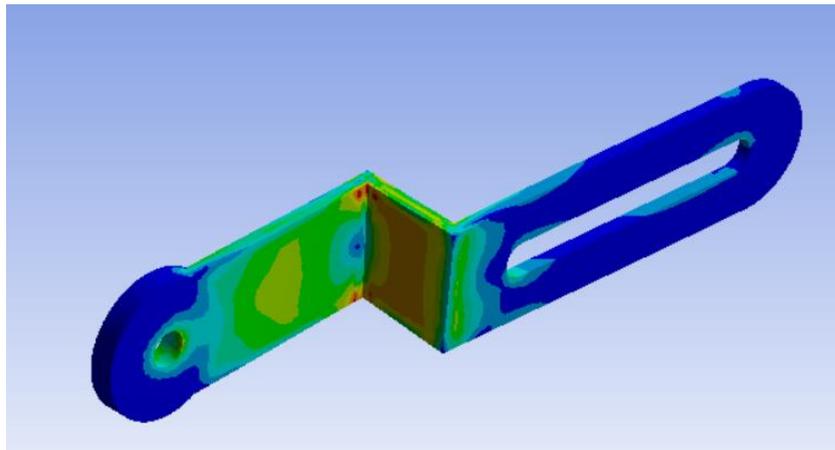


Ilustración 7-4: Análisis FEA férula

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Tabla 3-4: Resultados análisis férula

Valor	Deformación total (mm)	Esfuerzo equivalente (MPa)	Factor de seguridad	Calidad de Malla
Max	0,0000716	19,61	15	0,999
Min	0	0,27	12,75	0,23

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.2.3. Ensamble

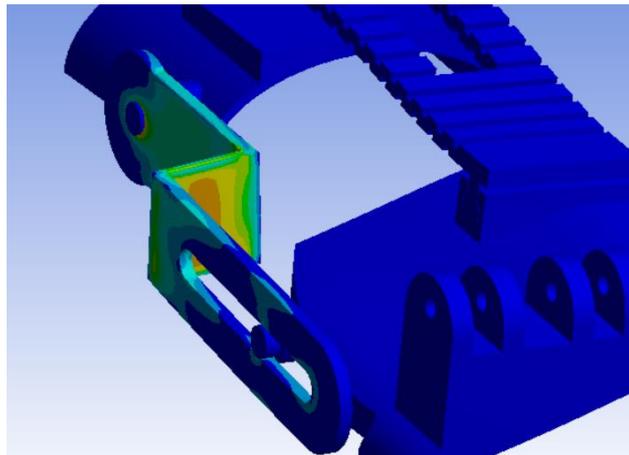


Ilustración 8-4: Análisis FEA sistema de amortiguación

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Tabla 4-4: Resultados análisis sistema amortiguación

Valor	Deformación total (mm)	Esfuerzo equivalente (MPa)	Factor de seguridad	Calidad de Malla
Max	0,0000627	24,81	15	0,999
Min	0	2,74	10,129	0,0685

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.3. Modelo físico

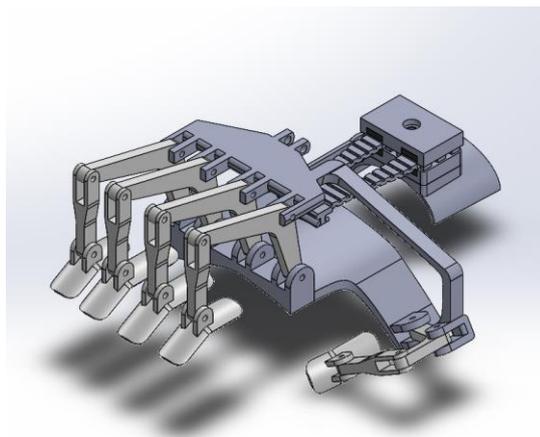


Ilustración 9-4: Modelo CAD completo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023



Ilustración 10-4: Modelo físico completo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.4. Pruebas de movimiento

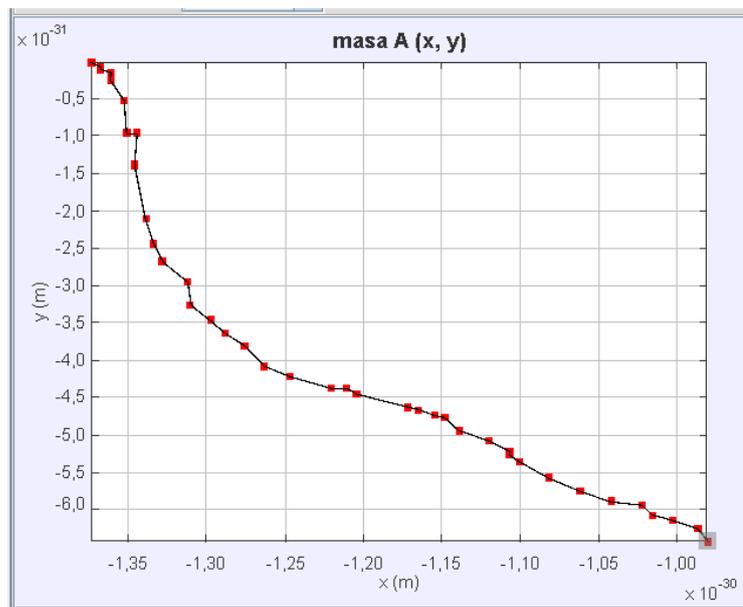


Ilustración 11-4: Trayectoria masa A con exoesqueleto

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

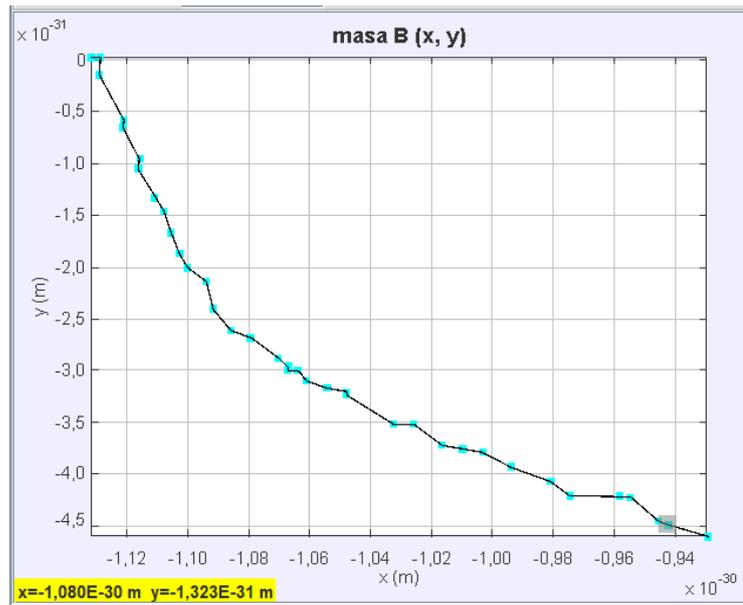


Ilustración 12-4: Trayectoria masa B con exoesqueleto

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

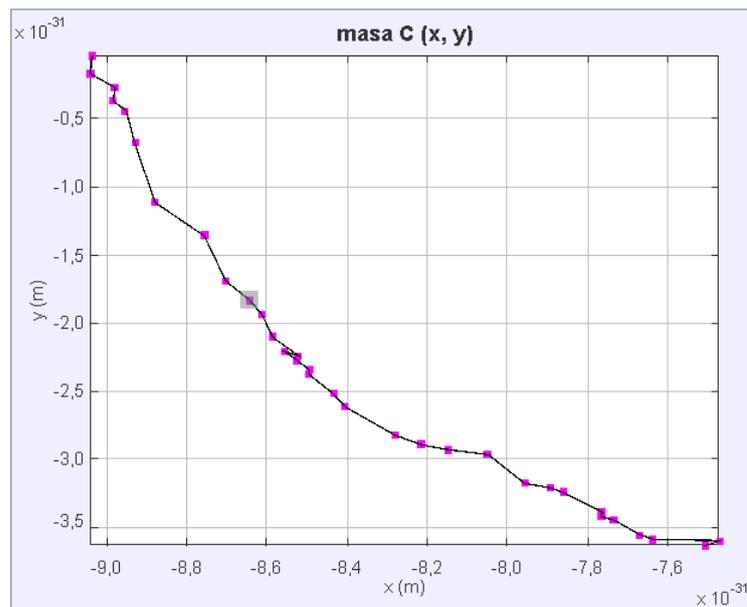


Ilustración 13-4: Trayectoria masa C con exoesqueleto

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Las gráficas de la trayectoria del dedo índice se corresponden con las trayectorias de la misma extremidad, pero sin el exoesqueleto, de esta forma se comprueba que el mecanismo no genera trayectorias diferentes a las comunes que realiza el ser humano, además de esta forma se garantiza un impacto bajo en las articulaciones y tendones ya que el movimiento es natural y la velocidad máxima del actuador se la define en la programación del microcontrolador evitando sobre esfuerzos en el mecanismo e incomodidad en el paciente.

4.5. Análisis cinemático

Mediante el software ADAMS se ha realizado el estudio de movimiento de una de las partes del sistema el cual estará acoplado al dedo índice, las partes principales de análisis son los puntos de conexión entre la mano base y el eslabón a2 que conecta con el acoplador, otro punto de análisis es la conexión en el acoplador que asimila la fuerza del actuador.

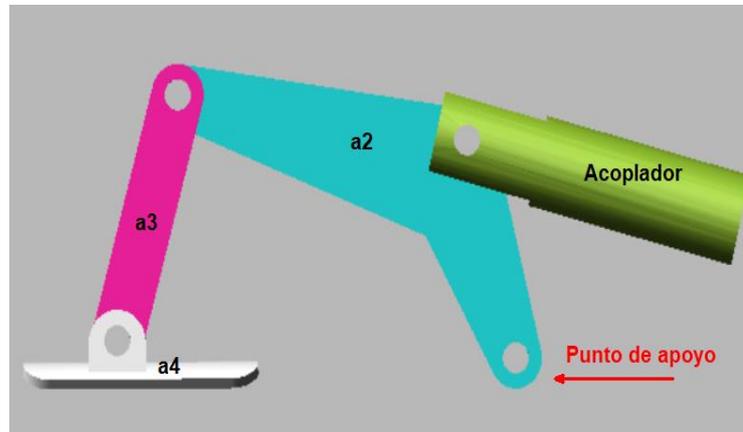


Ilustración 14-4: Partes del mecanismo

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

En la siguiente grafica se observa el torque y la velocidad angular en el eslabón a2

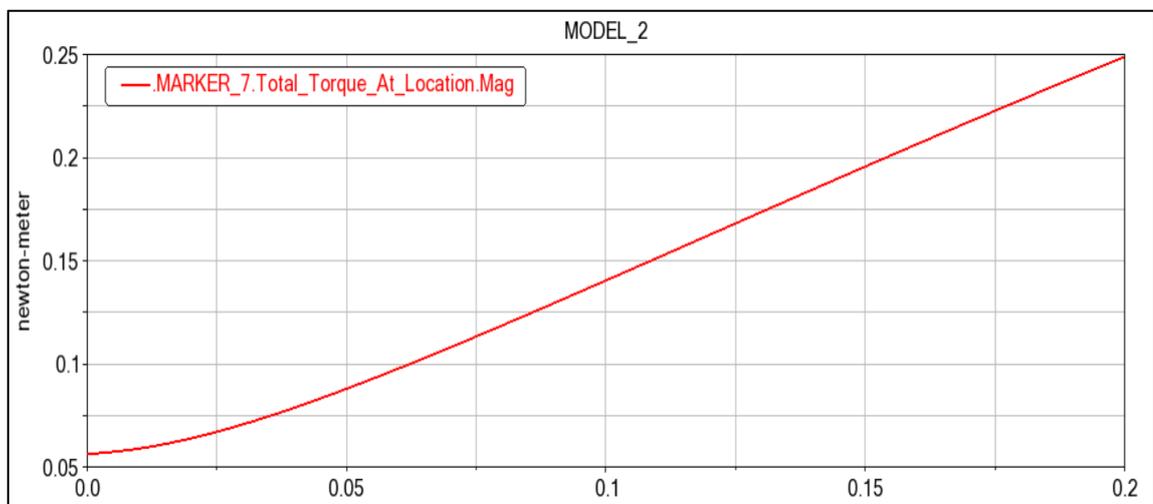


Ilustración 15-4: Torque eslabón

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023



Ilustración 16-4: Velocidad angular

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La fuerza en este punto crece inicialmente y esto es debido a que el mecanismo debe vencer la inercia inicial y permitir que el movimiento se estabilice posteriormente, en la gráfica se puede apreciar un crecimiento rápido para después reducir su magnitud y tratar de estabilizarse a este fenómeno lo conocemos como efecto transitorio.

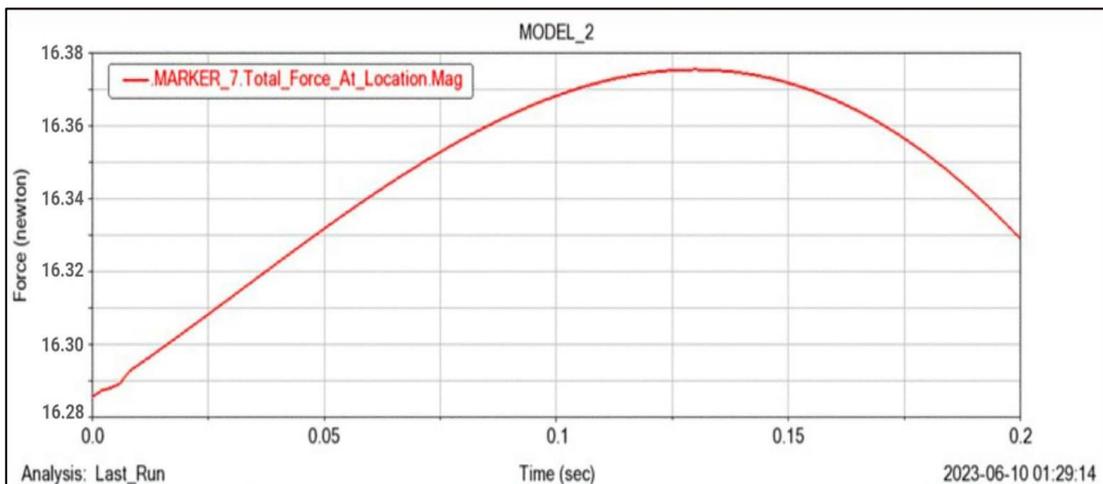


Ilustración 17-4: Fuerza ejercida por el actuador en el eslabón a2

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

La conexión entre el acoplador y el eslabón a2 nos muestra los siguientes resultados, donde la velocidad angular es constante mientras que el torque tiene un comportamiento similar al de la base.

El desplazamiento que realiza el eslabón a4 es el siguiente, donde se evidencia la similitud en la curvatura y la distancia a recorrer según las necesidades del paciente.

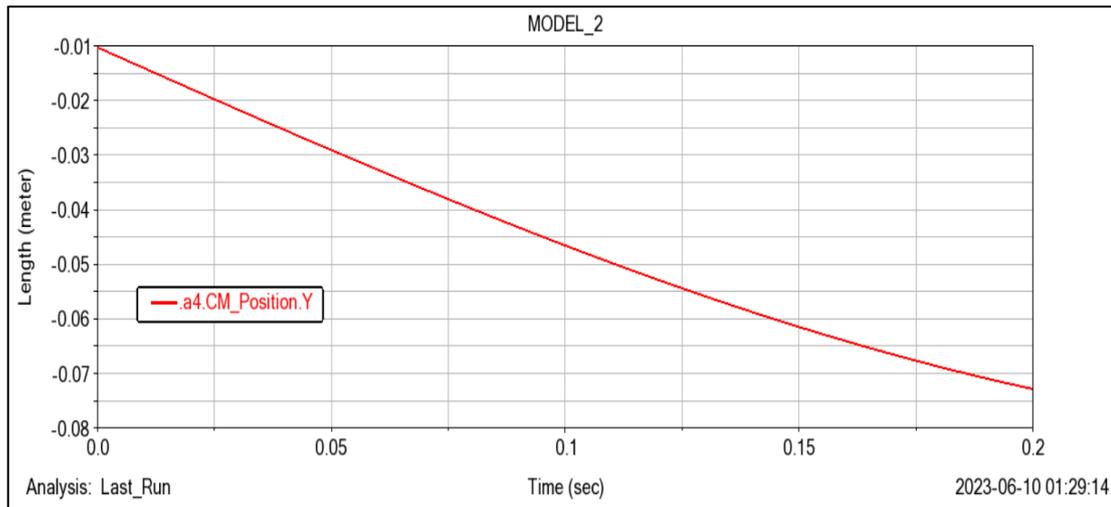


Ilustración 18-4: Desplazamiento eslabón a4

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.6. Reducción de frecuencia de vibraciones

Una vez comprobadas las magnitudes que corroboran un correcto funcionamiento de los componentes del exoesqueleto, es primordial comprobar el enfoque para el cual fue creado el dispositivo, mediante un acelerómetro se obtuvieron los siguientes resultados:

Tabla 5-4: Frecuencias obtenidas

	Frecuencia Máxima (Hz)	Frecuencia Mínima (Hz)
Sin Exoesqueleto	5.102	1.781
Con Exoesqueleto	1,37	0

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

Tomando en cuenta que las frecuencias máximas se correlacionan con una mayor aceleración es lógico pensar que a medida que se reduzcan las mismas el impacto sobre el paciente será menor ya que esta interacción será redirigida por el exoesqueleto, basándonos en porcentajes se obtiene que las vibraciones se mitigan hasta en un 73% en frecuencias altas (2 a 5) Hz y casi en un 100% en frecuencias menores que van de (0 a 2) Hz



Ilustración 19-4: Mediciones con acelerómetro

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.7. Análisis de costes

En el presente trabajo se realizó un análisis de costes considerando valores de materia prima y los de mano de obra, mismos que se indican a continuación:

- Costes por materia prima

Tabla 5-1: Costes por materia prima

Elemento	Material	Cantidad	Coste unitario	Coste unitario total
Arduino UNO		1	\$10,00	\$10,00
Piezoresistivo flex		1	\$20,00	\$20,00
Tornillos y elementos de Unión	Acero aleado Zinc	18	\$0,35	\$6,30
Filamento PLA 1,75 para impresora 3d rollo 1kg	PLA	5	\$23,00	\$115,00
Servo motor MG 955		1	\$22,00	\$22,00
Motor a pasos		1	\$18,00	\$18,00
Instrumentos de medición kit		1	\$55,00	\$55,00
Horas trabajo Computador Lenovo Legion 5i		400	\$2,00	\$800,00
Horas máquina Impresora ENDER 3Pro		55	\$4,00	\$220,00
Artículos varios				\$34,00
Costo total				\$1 300,30

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

➤ Costos Indirectos

Estos costos involucran el transporte, pago de servicios durante la creación del proyecto de investigación en los que puede incluir vivienda, servicio eléctrico y de internet; también se incluye el asesoramiento profesional que se obtuvo de P4H Bionics mediante un webinar para establecer la ruta de desarrollo del exoesqueleto

Tabla 5-2: Costos Indirectos

Descripción	Coste unitario total
Transporte	\$200
Servicios	\$50
Asesoría y cursos	\$45
Costo total	\$295

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

➤ Coste por mano de obra

Para considerar los valores de la mano de obra se tiene en cuenta el diseño del proyecto, su impresión 3D, diseño y programación, entre otros valores que se detallan en la siguiente tabla:

Tabla 5-3: Costes por mano de obra

Mano de obra	Coste Unitario
Diseño del prototipo	\$500,00
Programación	\$100,00
Montaje	\$50,00
Acabados	\$20,00
Costo total	\$670,00

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

A continuación, se hace un análisis total de costes, teniendo en cuenta que como en todo proyecto suelen existir imprevistos, en este caso fue necesario una reimpresión de bases para los actuadores y una adquisición de nuevo motor, también se considera el impuesto de renta al total de los valores.

Tabla 5-4: Costes totales

Subtotal	Costes totales
Costes por materia prima, componentes y equipos	\$1300,30
Costes Secundarios	\$295,00
Imprevistos	\$30,00
Subtotal de costes	\$1625,30
IVA 12%	\$195,03
Total, USD	\$1820,33

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

4.8. Manual de usuario

Para utilizar el exoesqueleto se debe tomar en cuenta que existen piezas que se moverán al mismo tiempo como es el caso de las partes que se de adaptaran sobre los dedos del paciente

Especificaciones:

El peso total del sistema es 1.1lb

Sistema automatizado para el control de movimiento

Alimentación (5-7)V

Reducción de temblores entre 3-6 Hz

Velocidad constante de accionamiento y funcionamiento

Tabla 6-4: Componentes

Componentes frontales (Mano)	Componentes posteriores (Antebrazo)
Base mano	Muñequera
Acoplador	Soporte actuador
Eslabones	piñón-cremallera
Sobre dedo	Férula
	Enlace

Realizado por: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023

- Se debe montar previamente los acopladores y eslabones al objeto que reposara sobre la mano y para alinearlos un pasador ira realizara esta acción tanto en el apoyo inferior como en el acople superior
- Sujetos estos componentes a la palma, se juntan los dedos a los elementos denominados sobre dedos y se los sujeta mediante la cinta velcro
- Ensamblada la sección delantera, prosigue enlazar el sistema de amortiguación el cual consta de una tapa y un elemento de unión que asegurara el enlace entre mano y antebrazo
- El actuador y el eslabón que lo conecta al acoplador se adapta mediante un pasador y se fija a la base que coincide con la tapa del sistema anti-vibraciones
- Finalmente se une la férula metálica mediante dos tornillos que mantendrán fijo este componente.

CONCLUSIONES

- El prototipo es funcional y cubre las necesidades de los pacientes que presentan temores, reduciendo en gran parte los movimientos involuntarios que se producen mayormente cuando la extremidad está en reposo, logrando que el proceso de alimentación no sea un contratiempo y limitación para la persona.
- Con la finalidad de que el paciente no presente dificultades en el uso y adaptación del prototipo, se ha optado por un material de construcción amigable con el usuario y con el ambiente, ácido polilactico o PLA, además que posee grandes propiedades mecánicas.
- Los resultados obtenidos nos ayudan a corroborar que el movimiento es natural lo cual beneficia a las articulaciones del paciente y no las obstruye, mientras que el dispositivo de amortiguamiento cumple con su objetivo de limitar los desplazamientos verticales de la muñeca deformando exitosamente al material del interior sin causar impactos significativos en el movimiento.
- El sistema se puede adaptar a diferentes dimensiones de extremidades superiores, ya que cuenta con almohadillas y velcros de sujeción que tienen como finalidad brindar comodidad y seguridad al usarlo.
- En cuanto al diseño electrónico, es un sistema simple de comprender y fácilmente adaptable a varias condiciones de uso ya que con su sensor obtiene información en tiempo real de la actividad que se está realizando y se autorregula para la necesidad al usarlo.

RECOMENDACIONES

- Hacer uso de sensores que requieran mayor conocimiento electrónico y tecnológico para un mejor censado de los movimientos del usuario.
- Usar equipos que permitan el escaneo de las extremidades para así reducir los tiempos de generación de un modelo CAE basado en la morfología del portador y aumentar la comodidad y adaptabilidad del exoesqueleto.
- Se recomienda continuar con el estudio del prototipo, buscando nuevas alternativas de actuadores lineales que sean de bajo costo y más precisos.

BIBLIOGRAFÍA

AG ELECTRÓNICA. *Ender 3 PRO* [en línea]. México, 2018. [Consulta: 29 agosto 2022]. Disponible en : <http://www.agelectronica.com>

BEER, Ferdinand P. *Vector mechanics for engineers. Statics and dynamics.* México: McGraw-Hill Companies, 2010. ISBN 0073529400. pp. 602.

CASTELO CASTELO, Jonathan. *Diseño y aplicación de un sistema de control y manejo telemático para personas con la enfermedad de diabetes.* Guayaquil-Ecuador : Universidad Politécnica Salesiana, 2021.

CHÁVEZ CÓRDOVA, Eduardo. *Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza de bajo costo para mano en niños* [en línea]. Chiclayo-Perú: Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, 2021. [Consulta: 15 septiembre 2022]. Disponible en : <https://orcid.org/0000-0003-0988-9881>

DE LA PORTILLA, Marina; et al. *Modelado Dinámico y Control de un Dispositivo Sumergido Provisto de Actuadores Hidrostáticos.* España: RIAI - Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial, 2018.

DÍAZ DE CASTILLO, Felipe. *Impresión 3D una Introducción* [en línea]. México : Universidad Nacional autónoma de México, 2018. [Consulta: 25 septiembre 2022]. Disponible en : <http://reprap.org/wiki/Introducci%C3%B3nALaImpresi%C3%B3n3D>

GARCÍA ALCUBILLA, Rodrigo. *Exoesqueleto de mano para eliminar los temblores de parkinson.* Valladolid-España: Universidad de Valladolid, Repositorio documental, 2018.

HERNÁNDEZ GAVIÑO, Ricardo. *Introducción a los sistemas de control : conceptos, aplicaciones y simulación con Matlab.* México: Prentice Hall, 2010. ISBN 9786074428421.

HIBBELER, R C. *Estática.* 12ª ed. México: Pearson Education, 2010. pp. 8-20.

MANUEL, Juan; et al. *Ortesis para reducir el temblor esencial.* Valencia-España: Instituto de Biomecánica, 2013.

MARIEB, Elaine. *Anatomía y fisiología humana.* México: Pearson Educación, 2008. ISBN 9788478290949. pp. 161-162.

MELO, José Luis. *Manual de Higiene y Seguridad en el Trabajo.* Quilmes-Argentina, 2018.

MONTALVO HERDOÍZA, Juan Paúl; et al. *Prevalencia de la Enfermedad de Parkinson.* Manabí-Ecuador: Estudio Puerta-Puerta en la Provincia de Manabí, 2017.

MOORE, Keith; et al. *Anatomía con orientación clínica.* Barcelona-España: Wolters Kluwer Health, 2013. pp. 740.

PEREZ MARIO, Alberto; et al. *Introducción a los sistemas de control y modelo matemático para sistemas lineales invariantes en el tiempo*. San Juan-Argentina: Universidad Nacional de San Juan, 2007.

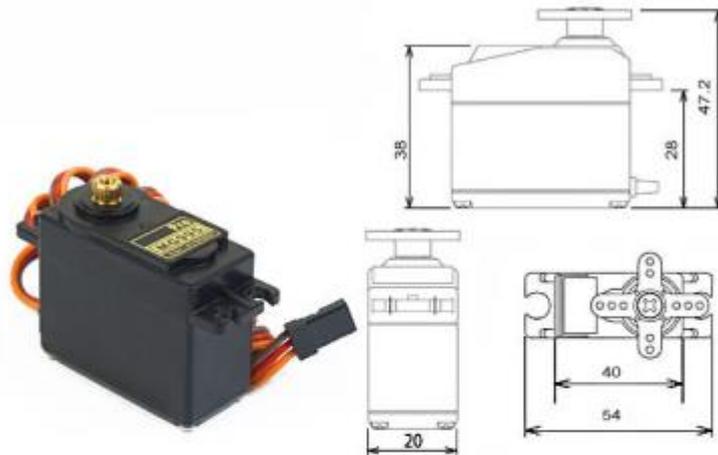
RUIZ OLAYA, Andrés Felipe. *Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor*. Madrid-España, 2009.

SAILEMA SAILEMA, Eliza Verónica. *Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz*. Latacunga-Ecuador : Universidad Técnica de Cotopaxi, 2021.

ANEXOS

ANEXO A: SERVOMOTOR HT MG955

MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 µs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

Fuente: Grupo electrostore, 2023

ANEXO B: ARDUINO UNO



Description

The Arduino UNO R3 is the perfect board to get familiar with electronics and coding. This versatile microcontroller is equipped with the well-known ATmega328P and the ATmega 16U2 Processor. This board will give you a great first experience within the world of Arduino.

Fuente: Arduino, 2018

ANEXO C: SENSOR FRS 400

Description

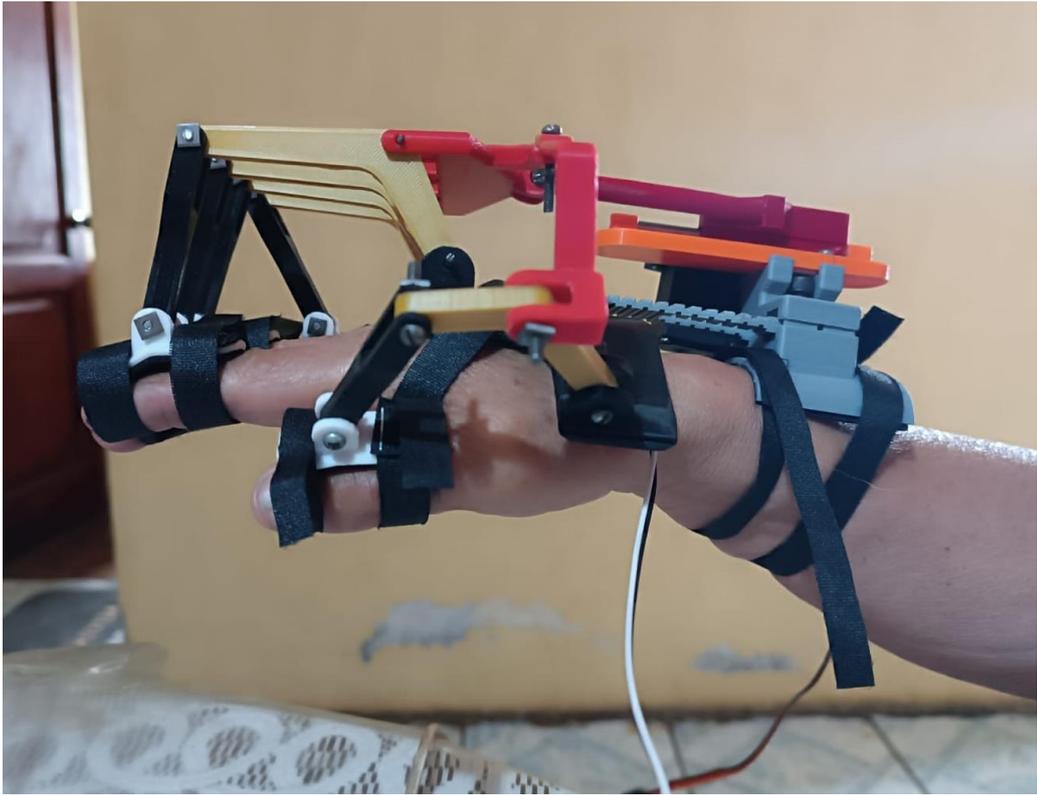
Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 402 sensor is a round sensor 18.28 mm in diameter. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm. Female connector and short tail versions can also be ordered.



Fuente: Grupo electrostore, 2023

ANEXO D: MODELO FÍSICO



Fuente: Garcés Bryan, Hurtado Jorge, 2023