



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño de una prótesis
funcional de dedo índice de
mano humana**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Sebastián López Vásquez

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Francisco Antonio Godínez Rojano



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 29 Marzo 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

Para Caro

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad, por la oportunidad de ser parte de la Comunidad, las instalaciones, los profesores, los momentos y sobre todo a las personas que me permitió conocer.

A mi familia, mis padres y mis hermanos por la paciencia y apoyo en cada etapa de mi vida.

A mis amigos por su amistad y buenos momentos juntos.

Al DreamTeam, con Ustedes pasé los peores y mejores momentos en la carrera y fueron el mejor tiempo fuera de ésta, agradezco a la vida por permitirme conocerlos, sin ustedes sé que no estaría aquí, espero seguir contando con ustedes por mucho más tiempo.

A mi asesor al Dr. Francisco Godínez, por su apoyo incondicional desde que lo conocí, los consejos y sobre todo su amistad.

A Jesús Luna, mi maestro que me dio los mejores consejos de la vida, sé que no hubiera podido continuar sin su ayuda, descanse en paz.

A todas las otras personas que me apoyaron y no puedo mencionar, infinitas gracias.

RESUMEN

En el día a día surgen una gran cantidad de accidentes que resultan en amputaciones de varias partes del cuerpo. En estos accidentes el riesgo más grande recae en los dedos de las manos, pues con ellos se realiza la mayor cantidad de actividades básicas.

En una investigación para conocer las opciones que se tienen para recuperar la funcionalidad de la mano una vez amputados los dedos se encontró que hay un mercado que no es lo suficientemente atendido, pues a pesar de ser una de las amputaciones más comunes existe poca información sobre prótesis de dedos que puedan ayudar a recuperar la funcionalidad de la mano y las que existen tienen costos muy elevados haciendo difícil su adquisición.

Por lo que pensado en esa situación se presenta este trabajo, que tiene por objetivo desarrollar una prótesis económica de dedo índice y que pueda servir de referencia para el diseño de prótesis enfocadas a otros dedos de la mano. Para ello, se plasma el proceso seguido de manera clara y concreta ofreciendo información suficiente a fin de que pueda ser replicada en dado caso y utilizando las técnicas de impresión 3D que hacen la manufactura más rápida.

Se logró una prótesis funcional que se puso a prueba mediante análisis experimental para determinar su funcionalidad y se lograron resultados muy buenos comparados con estudios sobre las falanges. Además, se logró una prótesis accesible para la población mexicana. Se espera que este proyecto sienta las bases para la investigación y desarrollo de prótesis principalmente de dedos y que pueda mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de este tipo.

Contenido

DEDICATORIA	II
AGRADECIMIENTOS	III
RESUMEN	IV
CAPÍTULO I	1
INTRODUCCIÓN	1
1.1 Definición del problema	2
1.2 Justificación	3
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivos particulares	3
CAPÍTULO II	5
MARCO TEÓRICO	5
2.1 Tipos de prótesis	8
2.2 Mecanismos flexibles	11
CAPÍTULO III	14
DISEÑO DE PRÓTESIS FUNCIONAL DE DEDO ÍNDICE	14
3.1 Metodología de diseño	14
3.1.1 Planeación	15
3.1.2 Requerimientos y especificaciones	16
CAPÍTULO IV	20
DISEÑO CONCEPTUAL	20
4.1 Materiales	20
4.2 Sistema de actuación	21
4.3 Mecanismo de articulación	23
4.4 Selección de conceptos	25
4.5 Diseño de configuración	29
CAPÍTULO V	30
DISEÑO DE DETALLE	30
5.1 Medidas para dedo índice	30
5.2 Mecanismos flexibles como mecanismo principal de prótesis de dedo índice	30
5.3 Análisis de movimiento	30
5.3.1 Realización de molde de silicón de una mano con dedo índice amputado	36

5.4	Diseño de prótesis de dedo índice	39
5.4.1	Proceso para simulación de modelo 3D	42
5.5	Primera impresión en 3D de modelo	54
5.5.1	Primer rediseño de modelo	56
5.5.2	Sistema de actuación mecanismo por barras y muñón	58
5.5.3	Simulación de segundo diseño	65
5.6	Segunda impresión en 3D de modelo	70
5.6.1	Segundo rediseño del modelo	72
5.7	Tercera impresión en 3D de modelo	75
5.8	Armado de prototipo de elementos 3D	77
5.9	Estimación de costos	79
CAPÍTULO VI		80
PRUEBAS DEL PROTOTIPO Y RESULTADOS		80
6.1	Prueba de movimiento	81
6.2	Resultados	82
6.3	Prueba de fuerza de agarre	87
6.4	Resultados	89
6.5	Prueba de fuerza de pinzas	90
6.6	Resultados	91
CAPÍTULO VII		92
CONCLUSIONES		92
TRABAJO A FUTURO		93
REFERENCIAS		94
ANEXOS		96
ANEXO A		96
ANEXO B		97
ANEXO C		100

INTRODUCCIÓN

A lo largo de miles de años el hombre ha evolucionado para lograr las actividades que realiza día a día, con esto el cuerpo humano se ha adaptado de manera que ahora es posible ver los cambios por los que ha pasado.

Uno de los cambios más evidentes de evolución en el ser humano es la parte superior, específicamente en las extremidades superiores, estas pueden compararse con estructuras óseas encontradas hace más de 2 millones de años y al comparadas se puede ver lo que la naturaleza realizó para poder adaptarse a las situaciones que se le iban presentando hasta encontrar un modelo funcional y que hasta el momento se sigue adaptando.

En este proceso, el cuerpo humano se fue evolucionando, con lo que aprendió a utilizar y desarrollar herramientas que fueron el comienzo de las máquinas simples, las cuales mejoraron hasta tener herramientas cada vez más elaboradas que se adaptaron a las extremidades superiores.

Una de las herramientas más usadas por el hombre fue el uso de la lanza para la caza de animales salvajes, la pesca, etc., esta consta de una rama recta que tiene uno de los extremos afilados en punta. Esta herramienta fue la base de la adaptación de las extremidades superiores y en específico de las manos, para poder utilizar cualquier rama era necesario tener un buen agarre con las manos.

Se puede ver que conforme pasaba el tiempo la mano se cambiaba más y más, hasta tener la estructura más adecuada y los dedos acordes a las necesidades. De este constante cambio, los dedos se fueron adaptando hasta conseguir un tamaño armónico

que fuera útil y que por ahora se quedó con cinco falanges en cada mano que son los necesarios para realizar las actividades diarias, como podemos ver en la figura 1.



Figura 1. Estructura interna de mano humana [1].

Definición del problema

En el día a día se presentan muchos accidentes, ya sea en el hogar o en el trabajo lo que ocasiona que muchas veces lleguen a ser graves al grado de que se pierdan algunas de las extremidades. Según un estudio realizado en México solo en el 2007 se registraron 361 244 accidentes de trabajo de los que 92 229 fueron lesiones en manos lo que equivale al 25.5% de los casos y de estos el 80% aproximadamente fue de pacientes hombres contra el 20% de mujeres y la edad promedio fue de 33 años en edad en actividad laboral [2] , estos percances suceden principalmente en los dedos y algunos son tan graves que se hace necesaria una amputación de éste lo que ocasiona una pérdida parcial o totalmente de la funcionalidad.

Las personas con algún tipo de amputación comienzan a presentar muchas dificultades, entre ellas la habilidad de realizar alguna actividad que antes podían desempeñar, o dejan de ser funcionales para cualquier actividad simple que se quiera realizar. Uno de los problemas más comunes después de las amputaciones es la

pérdida de trabajo pues las personas ya no pueden realizar ninguna actividad durante la recuperación y las funciones diarias se vuelven un problema.

Por lo tanto, es necesario realizar una prótesis que sea útil para efectuar las actividades diarias, además buscar que sea accesible, pues en el mercado existen prótesis estéticas que rondan los \$750.00 dólares y prótesis funcionales con precios de \$2000.00 dólares; lo cual, resulta costoso considerando el salario en México.

Justificación

El proyecto plantea el desarrollo de una prótesis de un dedo índice, debido a que es el segundo principal dedo para realizar las actividades necesarias después del pulgar y que beneficiará a toda persona que haya sufrido un accidente de cualquier tipo y que le haya hecho perder este dedo. Este proyecto se enfoca principalmente a las personas que se encuentran laboralmente activas, lo que hará posible recuperar la funcionalidad de su mano lo mejor posible, siempre enfocándose en lograr una prótesis accesible.

Así, se plantea que este proyecto pueda sentar las bases de diseño de una prótesis económica y funcional para otros dedos ya sea de las manos o los pies. De igual forma, generar información necesaria y útil a médicos, ingenieros y terapeutas que se enfocan en la recuperación, estudio y desarrollo de prótesis humanas.

Objetivos

Realizar una prótesis funcional del dedo índice para una persona de edad adulta que ha sufrido una amputación de las falanges distal y medial y que principalmente se encuentra económicamente activa.

Objetivos particulares

- Reducir costos en la realización de prótesis.
- Utilizar los avances tecnológicos, nuevos materiales accesibles y con propiedades útiles, mecanismos y procesos de manufactura actuales para

obtener un modelo funcional y económico accesible a una persona de clase media en México.

- Crear una prótesis que le funcione a una persona que haya perdido las primeras dos falanges superiores del dedo índice y que cuente con parte de la falange proximal.
- Desarrollar una prótesis totalmente mecánica, sin componentes electrónicos (sin el uso de baterías).

MARCO TEÓRICO

El brazo humano en sí es muy complejo, se compone de muchos sistemas para su correcto funcionamiento, en este caso nos enfocaremos en la mano para entender cómo funciona y cuáles son las partes que la componen y así descifrar el diseño que tiene el dedo índice y la función específica que desempeña.

La mano humana se compone de tres sistemas principales que actúan de manera independiente para el movimiento de las extremidades [2].

- El sistema óseo encargado de darle la estructura a la mano, el cual se puede clasificar en cuatro grupos (ver figura 2):
 - Primer grupo: En este se encuentran el radio y el cúbito, estos son los huesos que constituyen el antebrazo y que forman la base para los siguientes huesos.
 - Segundo grupo: Este grupo es el carpo que constituyen la parte de la muñeca y está formado por 8 pequeños huesos (ver figura 2) que son:
 - Escafoides
 - Semilunar
 - Piramidal
 - Pisiforme
 - Trapecio
 - Trapezoide
 - Hueso grande
 - Hueso ganchoso

- Tercer grupo: En este grupo están los metacarpianos, son huesos asimétricos que constituyen la parte de la palma de la mano y corresponde uno por cada dedo de la mano (ver figura 2).
- Cuarto grupo: Este es el de las falanges, las cuales se componen de 14 huesos de los cuales 2 corresponden al pulgar y 3 más a cada uno de los otros dedos, estos son los que articulan la parte final de los dedos.

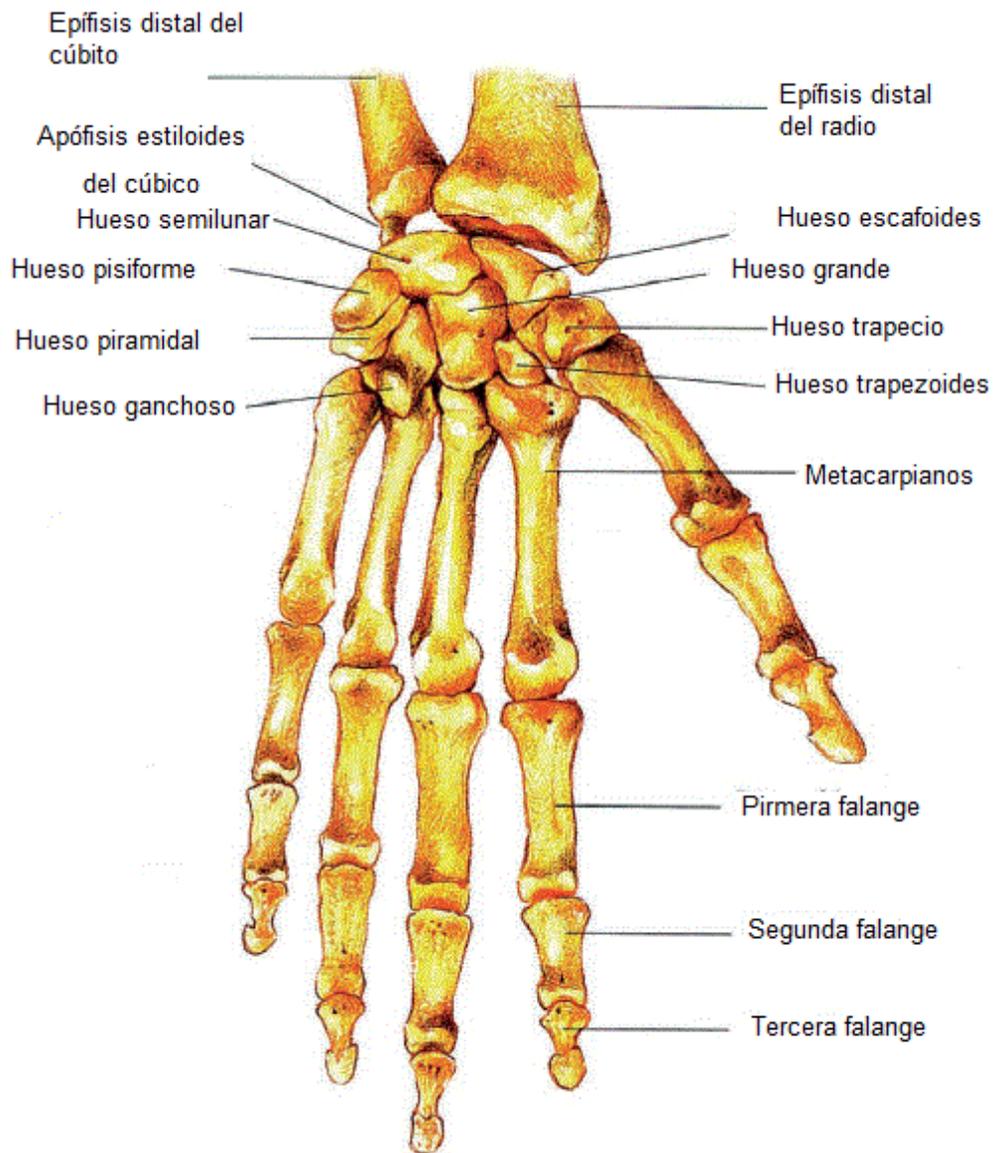


Figura 2. Sistema óseo de la mano y brazo [3].

- El sistema muscular es el encargado de darle movilidad a los huesos y para este caso específico también tendones que se encargan de la movilidad a los dedos. Se clasifican en dos grupos: los músculos intrínsecos que son los que se encuentran en la mano y dan movilidad al total de las falanges y el segundo grupo que es el extrínseco, que es el que se encuentra a la salida de la muñeca y se encarga de dar movilidad a la parte del antebrazo, de igual manera se compone de una cantidad específica de músculos (ver figura 3).

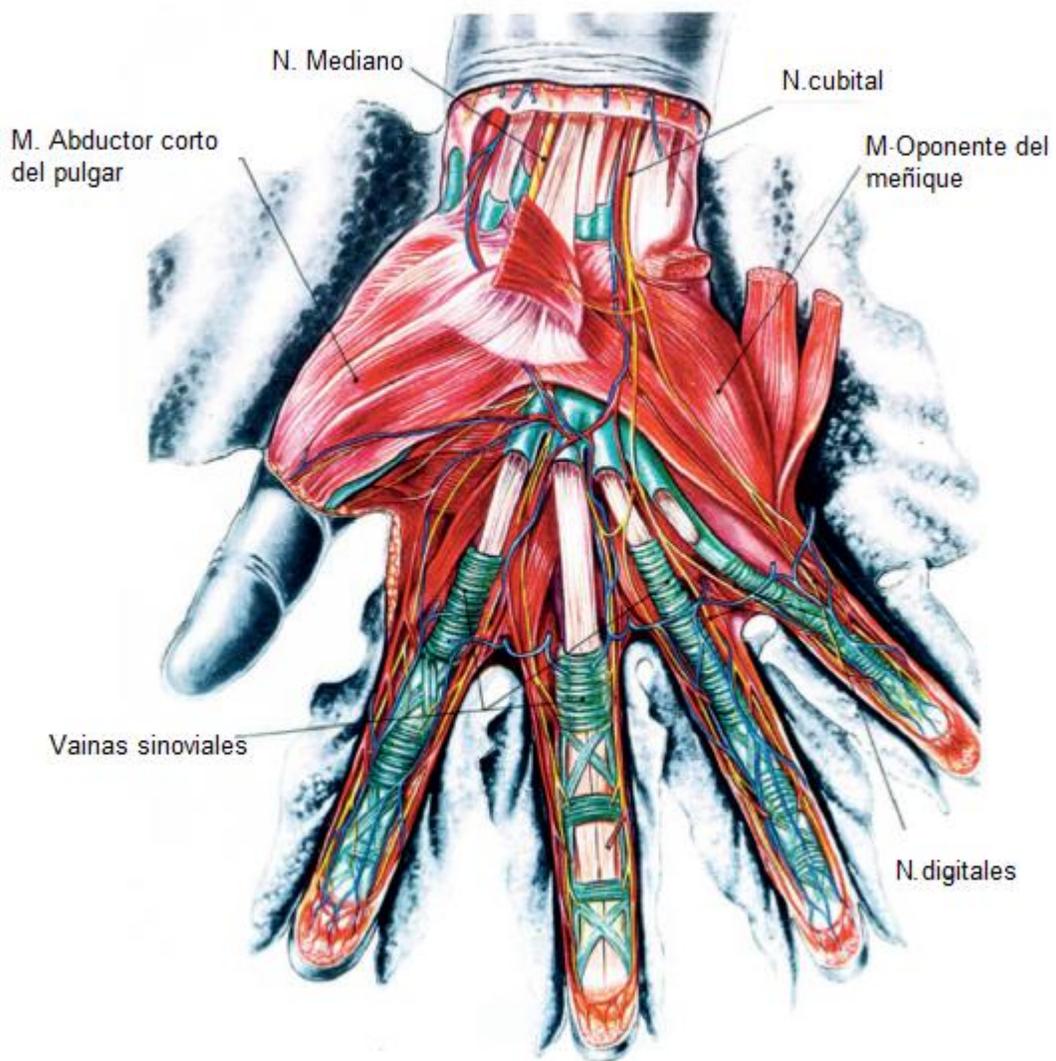


Figura 3. Músculos y tendones de la mano [4].

- El sistema vascular, encargado del transporte de los nutrientes hasta cada extremo de los dedos, de igual manera, el transporte de sangre por el cual se lleva el oxígeno mediante las arterias y venas que llegan a cada dedo (fig. 3).

Tipos de prótesis

En el mercado existe una numerosa cantidad de prótesis de diferentes materiales, tipo de manufactura, dimensiones, tipo de material, función, entre otras, que han ido mejorando a lo largo del tiempo para reemplazar a las extremidades amputadas por accidentes, enfermedades u otra situación. A continuación, se presenta una clasificación de los diferentes tipos de prótesis por su funcionamiento.

- **Estéticas:** están hechas de algún tipo de polímero como policloruro de vinilo (PVC), silicona u otro material, con un color que asemeja la tonalidad de la piel, por lo general son diseñadas en una posición fija, estas no realizan ningún movimiento, simplemente cumplen con el objetivo de disimular las amputaciones y son fijadas con algún adhesivo temporal. Un aspecto por resaltar es que el diseño de estas prótesis es muy semejante a la extremidad real. En la figura 4 se muestra un ejemplo de prótesis estética de un dedo índice creada por la empresa DIANCEHT con un precio de 750 dólares [5].



Figura 4. Prótesis estética de dedo índice [5].

- **Funcionales:** este tipo de prótesis sirven para actuar como un sustituto del dedo amputado, y su objetivo es poder realizar algunas de las funciones que realizaba el dedo humano. Dentro de este tipo de prótesis se encuentran las siguientes:
 - **Prótesis mecánicas:** son prótesis completamente mecánicas que emulan la apertura y el cierre del dedo amputado; las cuales, son controladas por el movimiento ya sea del dedo residual, dedo adyacente o incluso la palma de la mano en casos extremos, por tanto, debido a que su accionamiento es por un movimiento natural no utilizan ningún motor ni batería para funcionar.

Cada diseño de prótesis que hasta ahora existe, funciona con mecanismos diferentes, lo que hace que tenga cierto grado de operatividad, por lo que no puede reemplazar la funcionalidad completa al dedo humano. Por lo general, las prótesis son no invasivas, aunque existen algunas invasivas, es decir, que tiene que realizarse una operación previa en la mano para poder fijarlas. En la figura (5a) se muestra una prótesis invasiva creada por la empresa DIANCEHT [6] y en la figura (5b) una prótesis mecánica no invasiva creada por la empresa NAKED PROSTHETICS con un precio aproximado de 750 y 2000 dólares [7] respectivamente.

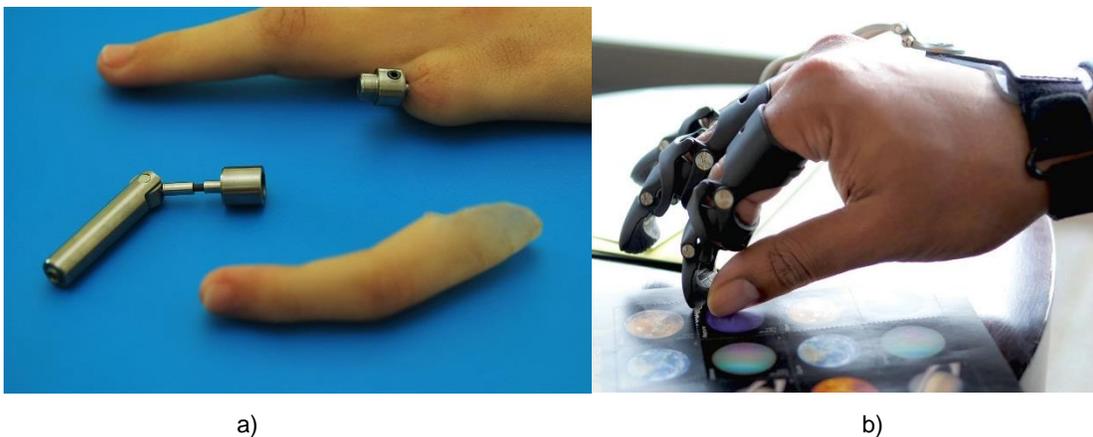


Figura 5. Prótesis mecánica invasiva (a) [6]. Prótesis mecánica no invasiva (b) [7].

- **Prótesis biónicas:** Están hechas con un diseño que se asemeja al dedo humano y cuentan con un mecanismo que puede realizar el movimiento de flexión, pero a comparación del dedo mecánico, dicho mecanismo cuenta con un sistema robótico que utiliza motores para realizar el movimiento y varias formas de controlarlo, ya sea por electrodos conectados externamente a la piel, botones diseñados para el encendido con algún músculo del brazo o servo controles que se encienden por pulsaciones electrónicas. En la figura 6 se muestra una prótesis biónica creada por VincentEvolution [8].



Figura 6. Prótesis de mano biónica [8].

- **Estético-funcional:** Estas prótesis son una combinación de varias clases de prótesis, sean mecánicas o biónicas, estas tratan de asemejarse a un dedo humano tanto cuanto sea posible y hacer imperceptible la amputación, tratando de que la prótesis realice la función de dedo (fig. 5b).
- **Prótesis 3D:** Estas prótesis son realizadas con una impresora 3D (fig. 7) con algún polímero para su construcción. Las prótesis 3D, semejantes a las estéticas, son por lo general rígidas sin ningún movimiento, debido a que se realizan en una sola pieza, aunque algunas pueden tener cierto grado de movilidad a partir de dos o más piezas generadas.

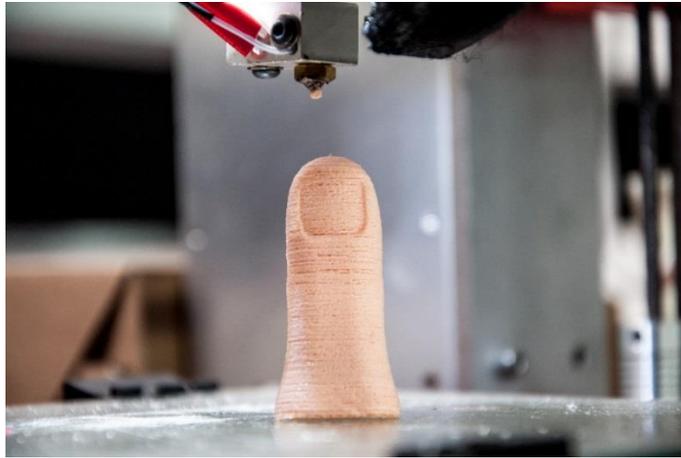


Figura 7. Prótesis rígida de dedo en impresora 3D [9].

Mecanismos flexibles

Los mecanismos flexibles se caracterizan por estar contruidos de pocas piezas o incluso de una sola pieza y pueden realizar los mismos movimientos que se tendrían que hacer con más piezas para realizar la misma función. Este tipo de mecanismos usualmente se construyen con algún tipo de polímero por las propiedades generales que tienen (mecánicas, físicas, químicas) y se pueden realizar por medio de impresión 3D, embutido de plástico o el más común, inyección de plásticos.

Los mecanismos flexibles pueden sustituir varios mecanismos por uno solo, el ejemplo más sencillo para explicar esto es una tapa de una botella (fig. 8), la cual, a pesar de estar fabricada de una sola pieza, no es rígida en su totalidad. Como primer punto está el movimiento de la tapa superior conectada con la parte inferior con el mismo plástico realizando el movimiento de cierre y apertura, lo que se conoce como bisagra viviente sustituyendo a una bisagra mecánica. En segundo lugar, se tiene el cierre de la tapa superior con la inferior, el diseño de la tapa hace que pueda realizarse un cierre funcional actuando como un broche que cierra la botella.



Figura 8. Tapa de botella con mecanismo flexible [10].

El uso de los mecanismos flexibles se ha vuelto muy popular en los últimos años, pues se ha visto que son más efectivos para realizar la misma función de mecanismos más complejos. Por lo tanto, estos mecanismos también han llegado al área biomédica en el diseño de prótesis de diferentes partes del cuerpo humano, debido a que resultan más prácticos reduciendo así su costo al momento de ser manufacturados.

Uno de los que ha realizado pruebas para el desarrollo de dedos con mecanismos flexibles es el Ingeniero Peter Steutel de la Universidad Tecnológica de Delft (fig. 9) [11], quien, junto con más colaboradores, presentaron un prototipo de dedo humano realizado con titanio grado 5. Con este prototipo se logró obtener una fuerza de agarre de aproximadamente 0.7 N aplicando una fuerza de entrada de 2 N. Estos resultados fueron muy buenos tomando en cuenta el material y el principio de construcción de un mecanismo de una sola pieza.



Figura 9. Prototipo de dedo humano de titanio grado 5 [11].

Otro de los prototipos realizados por medio de mecanismo flexibles para reducir el número de actuadores en el movimiento fue el realizado por el Ingeniero Yong-Mo Moon [12], quien se basó en la biomecánica de los dedos humanos para conocer su comportamiento y así lograr el modelo presentado en la figura 10. Así fue posible controlar la fuerza de entrada y conocer la fuerza de salida del dedo para poder diseñar un prototipo que fuera útil como prótesis.

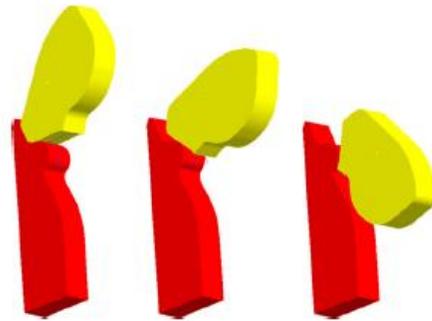


Figura 10. Modelo de dedo humano en CAD [12].

DISEÑO DE PRÓTESIS FUNCIONAL DE DEDO ÍNDICE

Para el diseño de un producto o servicio es necesario seguir un orden específico para poder lograr un producto final útil, por ello se requiere de ciertos pasos predefinidos que pueden ser usados y modificados a conveniencia o de igual manera pueden seguir el orden de manera estricta, todo dependerá de diversos factores como el objetivo, el producto final, entre otros aspectos, este tipo de orden es conocido como metodología de diseño.

Metodología de diseño

El diseño se puede definir como el proceso por el cual se traza un producto o servicio que tenga como objetivo resolver algún problema en específico, para esto tendrá que pasar por una metodología que ayude desde el inicio hasta el final del diseño.

El diseño tiene diferentes definiciones según el problema que se esté abordando, por ejemplo; según Angela Elizabeth Metri [13] “Diseñar es plantear la creación de un nuevo producto, servicio o sistema para resolver un problema específico, con la intención de mejorar la experiencia humana”.

El diseño puede ser una herramienta para la transformación de materia o información que pueda resolver un problema y que además pueda diferenciarse de otras formas de resolver el problema. Para esto, hay maneras de realizar un buen proceso que será mediante una metodología la cual guiará para tener un buen diseño.

Para lo anterior, la metodología tiene la tarea de orientar para llegar a un producto útil, sin dar una regla obligatoria a seguir, sino más bien pasos que se siguen en un orden sugerido y que se conectan entre ellos para tener una retroalimentación de cada paso.

La metodología es fundamental en el proceso de diseño, el cual se puede definir como una serie de pasos para lograr un fin, el término metodología está compuesta por "método" y el sustantivo griego "logos" [14], traducido como explicación o estudio. El término también se puede expresar como el estudio de los métodos; es decir, la metodología es la representación de la manera de organizar el proceso de investigación, controlar y presentar resultados y posibles soluciones a un problema.

Para el presente proyecto se estudiaron diferentes metodologías que son bien conocidas en el mundo de la ingeniería, por lo que, una vez estudiada las diversas estrategias, se optó por realizar el proyecto con los principales pasos de manera general para el diseño de productos, y una vez acordado cada punto se optó por realizarla con los 5 pasos esenciales descrita en la figura 11.

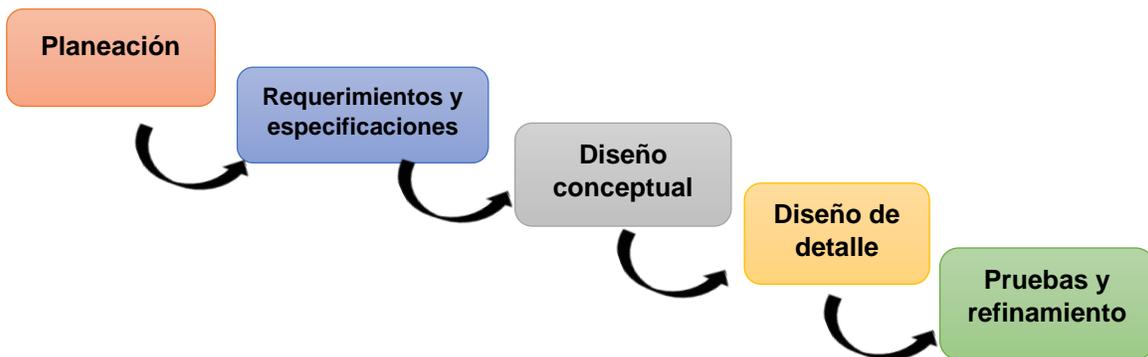


Figura 11. Metodología para el diseño de prótesis.

Planeación

El proceso de planeación consiste en buscar información referente a prótesis en el mercado, conociendo sus características, las ventajas que tienen sobre otros y los rangos de precios a los que son ofrecidos al público, esto para encontrar los puntos en los que es posible mejorar una prótesis logrando así los objetivos ya establecidos. En este punto

también se buscan características a mejorar en el nuevo diseño, para esto se buscan personas que han sufrido este tipo de accidentes en los que han perdido alguna falange, para conocer las limitaciones que se han presentado y buscar un área de oportunidad que pueda mejorar el nuevo diseño.

Requerimientos y especificaciones

Requerimientos

Para este paso, se buscó a personas en edad adulta que hayan perdido alguna extremidad superior, específicamente en las falanges de las manos, para conocer más a detalle sus necesidades, así como buscar los puntos clave en los cuales es posible dirigir el diseño de la nueva prótesis.

Se realizó una encuesta con diversas preguntas mediante encuestas online de las que 23 personas describieron las limitantes y dificultades después de una amputación y lo que buscaban en una prótesis. Con esta información se obtuvieron datos que fueron procesados para poder generar las siguientes afirmaciones.

Una vez obtenida cada una de las necesidades se procesaron a fin de obtener los requerimientos de manera más precisa y la importancia que estas tenían y asignándoles un valor entre 1 y 5 según la importancia siendo 5 la más importante (tabla 1).

Tabla 1. Requerimientos de diseño para prótesis (Req. Abreviatura de requerimiento).

No. Req.	Requerimientos	Importancia (1-5)
1	Que sea funcional	5
2	Que sea estética	2
3	Peso adecuado al paciente	4
4	Tamaño adecuado al paciente	5
5	Material de nueva tecnología	3
6	Precio económico	5
7	Tiempo de vida largo	5
8	Fácil de armar y reparar	4
9	Tiempo de adaptabilidad alta	4

Especificaciones

Una vez convertida las necesidades a requerimientos, se procedió a la realización de un número de especificaciones y asignarle una unidad con posible valor medible (tabla 2) y de igual manera asignarle el requerimiento que cumpla con esa especificación.

Tabla 2. Especificaciones de diseño para prótesis (Esp. Especificación) (Req. Requerimiento) (Subj. Subjetivo).

No. Esp.	No. Req.	Métrica	Unidad
1	1	Útil para la mayor cantidad de actividades	Subj
2	7	Tiempo de vida útil amplio	Años
3	4	Dimensiones adecuadas de la prótesis	cm
4	6	Materia prima económica	\$
5	6	Piezas para reparación accesibles	\$
6	8	Instrucciones de mantenimiento	Subj
7	9	Tiempo de adaptabilidad rápida	Meses
8	3	Masa de toda la prótesis	Kg
9	1	Seguridad	Subj
10	2	Estética de la prótesis	Subj
11	8	Fácil de reparar	Subj
12	1	Funcionalidad	Subj
13	5	Material de alta calidad	Subj

Una vez obtenida toda la información referente a las prótesis donde los posibles usuarios mencionaron las necesidades se redactaron las especificaciones de diseño a partir de lo anterior, lo que da lugar a los objetivos esperados al final de este proyecto.

Funcionamiento

La prótesis será de piezas flexibles y la menor cantidad posible, sin contar el sistema de accionamiento del dedo, para esto, solo se tomará en cuenta el plano donde sucede el movimiento de apertura y cierre del dedo.

El movimiento que será solo de apertura y cierre será capaz de realizar 3 principales funciones, de sostener una pequeña pieza (figura 12 a), la de aplicar una pequeña fuerza como en un botón de mouse (figura 12 b) y el cierre completo con una fuerza mayor capaz de activar el interruptor de una herramienta manual (figura 12 c), como un taladro manual, pistola de aire, etc.

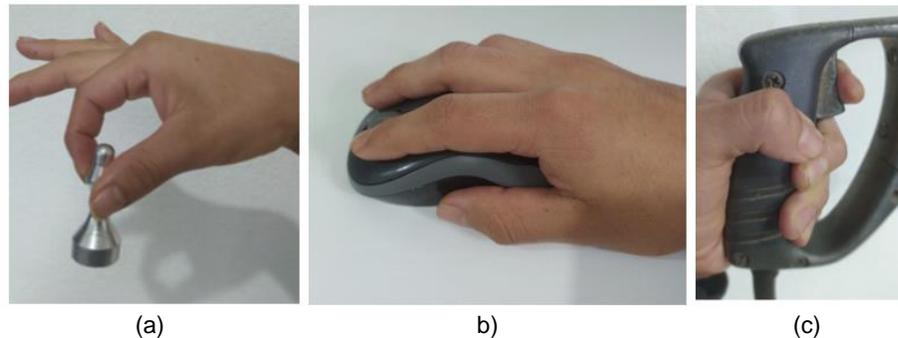


Figura 12. Agarre de objeto pequeño (a), fuerza aplicada a botón (b), fuerza aplicada a interruptor (c).

Tamaño

Se pretende que sea un tamaño estándar para las dos primeras falanges (distal y medial) de acuerdo con estudios previos realizados en la Facultad de Ingeniería UNAM (tabla 3), para conocer la antropometría de la población mexicana [15].

Tabla 3. Antropometría de un dedo índice [15].

Parámetro	Longitud[cm]
Longitud falange proximal índice	4.7
Longitud Falange Medial índice	2.4
Longitud falange distal índice	2.3

Manufactura

La prótesis debe ser realizada con una impresora 3D que pueda realizar la mayor parte de estas piezas, debido a su fácil manufactura.

Materiales

Para esta prótesis se necesita es un material flexible, que pueda ser impreso en impresora 3D, económico y que sus propiedades permitan un movimiento constante y repetido sin que haya una falla a corto plazo, de 6 meses a 1 año, utilizándolo en un día con las actividades comunes en cada día, por lo tanto, los materiales que pueden cumplir con estos puntos puede ser un plástico como el ácido poli láctico (PLA), tereftalato de polietileno glicol-modificado (PET-G), acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) o algún otro que tenga la posibilidad de ser impreso en 3D a un costo bajo.

Estética

Se pretende que la prótesis adquiriera una forma natural a la de un dedo índice, pero su principal objetivo será el de la funcionalidad, por lo que la estética se adaptará al diseño funcional tratando de tener una forma lo más natural posible.

DISEÑO CONCEPTUAL

El diseño conceptual es esencial en el proceso para un diseño acertado, pues en este se investigan y eligen los procesos y elementos para lograr el mejor diseño posible, tomando toda la información, clasificándola y comparándolos en este caso para obtener una prótesis mecánica de bajo costo.

A continuación, se presenta el diseño conceptual de la prótesis mecánica con base en los requerimientos y especificaciones descritos anteriormente, analizando las necesidades para un correcto funcionamiento y buscando una complejidad menor a la de otras prótesis ya mencionadas y tratando de mejorar los puntos importantes que se muestran a en esta sección.

Materiales

El PLA es un material que es de los más comunes que se utiliza en impresoras 3D debido a sus propiedades (fig. 13), principalmente porque es un material fácil de imprimir, tiene baja resistencia al impacto, por lo que es un material muy barato de imprimir. A continuación, se muestran sus propiedades [tabla 4].



Figura 13. Filamentos para impresión 3D [16].

El PETG es uno de los materiales, que, al igual que el PLA, es común entre los filamentos para impresión (fig. 13), sus propiedades son similares, aunque el PETG es un poco más flexible que el PLA (tabla 4), este es un poco más costoso que el PLA debido a que es más tardado de imprimir, sin embargo, el precio de impresión es similar.

El TPU 95 A (Poliuretano termoplástico) es uno de los materiales más flexibles de esta lista (fig. 13), tiene buenas propiedades mecánicas para mecanismos flexibles (tabla 4), sin embargo, debido a que es un material difícil de imprimir, los costos de impresión aumentan, por lo que es mucho mayor el precio en comparación con los 2 anteriormente mencionados.

Tabla 4. Propiedades de los filamentos [16].

Material/Propiedades	PLA	PET G	TPU 95A
Densidad [kg/m ³]	1250	1270	1
Resistencia a la tracción [MPa]	59.3	50	55
Módulo de elasticidad [GPa]	2.6	2.15	0.026

Sistema de actuación

Se evitará el uso de elementos electrónicos, debido a que es el principal objetivo por lo que para esto se piensa como sistema de actuación los siguientes elementos mecánicos que podrían cumplir con los objetivos antes planteados.

Resortes.

Los resortes son elementos que pueden liberar energía dependiendo del tipo de resorte y el tamaño de estos, dos ejemplos son los de torsión o de compresión (fig. 14). La ventaja principal es que resulta muy fácil de adaptar, pueden tener tamaños muy

pequeños y son muy económicos, sin embargo, su principal desventaja es que debido a la frecuencia de uso su tiempo de vida útil se reduce rápidamente.



Figura 14. Resorte de torsión (a), resorte de compresión (b).

Cables.

Los cables de un calibre adecuado pueden transitar el movimiento al aplicarle una fuerza en un extremo, resultan muy útiles para transmitir grandes esfuerzos en pequeños espacios, además de que son muy económicos, pero debido a esto no pueden realizar movimientos muy complejos (fig. 15).



Figura 15. Cables para transmisiones flexibles [17]

Movimiento de dedo con barras. Se pretende realizar el movimiento mediante el accionamiento del muñón del dedo restante y transmitir el movimiento con barras de acero o algún plástico resistente que pueda realizar el trabajo (fig. 16).

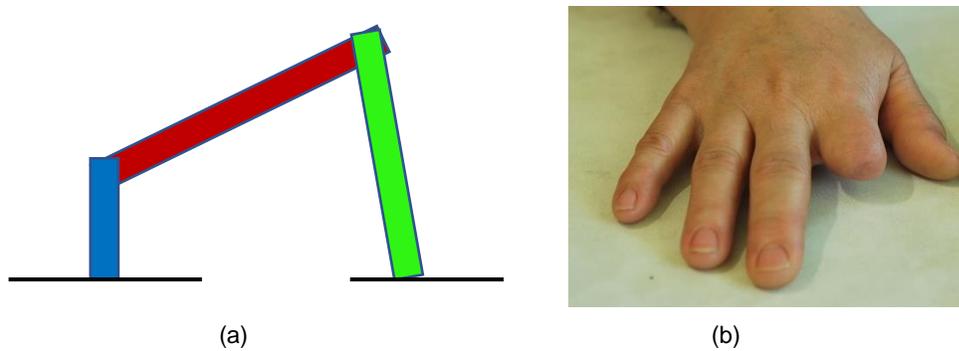


Figura 16. Mecanismo con eslabones (a), muñón de dedo índice (b) [7].

Movimiento con sistema hidráulico. El sistema hidráulico es un sistema muy simple que utiliza dos émbolos, un tubo y un fluido encargado de transmitir el movimiento (fig. 17). Entre los fluidos más comunes está el agua, aire o aceite. La principal ventaja de este sistema es que puede transmitir esfuerzos muy grandes dependiendo del fluido que se utilice, aunque como desventaja es que deben el sistema debe estar bien sellado para poder funcionar. Más adelante se hará un análisis más preciso de estos.



Figura 17. Sistema hidráulico con émbolos [18].

Mecanismo de articulación

Se opta por un mecanismo flexible (fig. 18) que pueda sustituir el movimiento de articulación de los dedos y evitar sistemas de engranaje, uniones mediante bisagras, poleas y que puedan hacer más complejo el diseño, por lo que, al utilizar un mecanismo flexible, se reducen los elementos a trabajar, pues adaptar elementos de engranes y poleas a un diseño pequeño resulta más complejo y costoso.

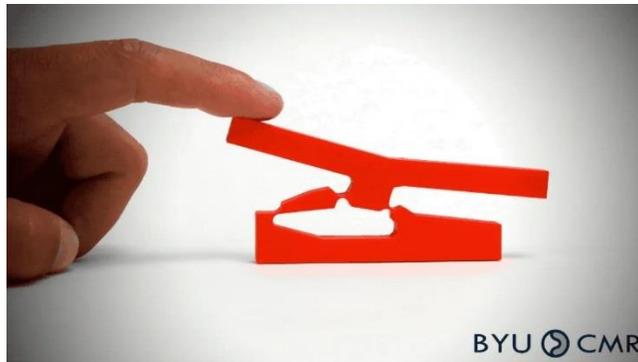


Figura 18. Mecanismo flexible de apagador [19].

El uso de los mecanismos flexibles puede asemejar las articulaciones y se espera que tengan la mayor funcionalidad posible, para esto se realiza una investigación de los posibles mecanismos diseñados que puedan cumplir con la función de articulación.

Bisagra viviente. En el capítulo 11 del libro de Howell [20] se muestran algunos de los elementos flexibles que pueden ser utilizados para la simulación de una articulación. El primer tipo de articulación flexible apto para este diseño pretende unir un elemento *a* con uno *b* mediante una unión *c* que gira a lo largo de un eje *d* (fig. 19).

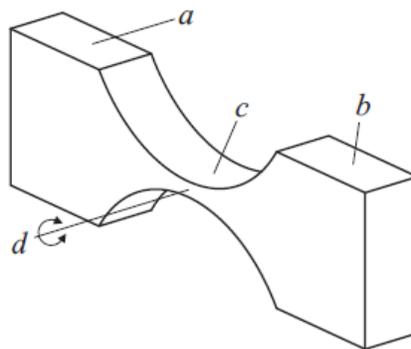


Figura 19. Bisagra viviente [20].

Pivote de flexión transversal. En este mismo capítulo del manual de mecanismos flexibles [20] se menciona de igual manera el pivote de flexión transversal que es un elemento que tiene rigidez casi nula. Como se puede observar en la figura 20, se trata de dos elementos unidos en forma de X de una sola pieza, eso ayuda a minimizar la rigidez y a aumentar la flexibilidad.



Figura 20. Pivote de flexión transversal [20].

Pivote de flexión de eje transversal. Uno de los elementos flexibles aplicables para las articulaciones es el pivote de flexión de eje transversal [20] que consta de 2 elementos rígidos a y b se conectan por los 2 segmentos c separados que rotan en el eje d (fig. 21). Además, es posible agregar más elementos c para mejorar la estabilidad en las zonas de flexión.

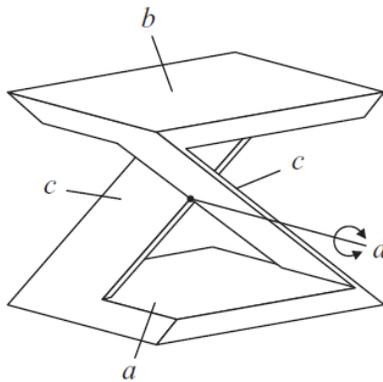


Figura 21. Pivote de flexión de eje transversal [20].

Selección de conceptos

Para la selección de la mejor opción, se realiza una matriz a partir de los criterios de diseño de la tabla 5, obtenidos con anterioridad, a continuación, se mencionan los criterios que se consideran más importantes para el diseño de la prótesis de dedo.

Tabla 5. Criterios de diseño.

Criterio	Etiqueta
Estética	A
Funcionalidad	B
Peso adecuado	C
Tamaño adecuado	D
Seguridad	E
Facilidad de ensamble	F
Precio	G
Material de fabricación	H
Facilidad de manufactura	I
Durabilidad	J
Costos de reparación	K

De acuerdo con la letra asignada a cada criterio, ahora se realiza una matriz de comparación por pares [21], esta se encarga de determinar la importancia de cada criterio. Para este paso se compararon los criterios de la primera columna (azul) contra los de la primera fila (gris) y se asigna el número 1 si el criterio de la columna es más importante que el de la fila, sino entonces se asigna un 0. Una vez llenados se suman las filas en el cuadro de suma y se obtiene un total en el cuadro de suma, aquí también se obtiene la fracción asignada a cada criterio, para dar el total de 1 (tabla 6).

Tabla 6. Matriz de comparación por pares [21].

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	SUMA	FAC
A		0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0.02
B	1		1	1	1	1	0	0	0	0	1	6	0.11
C	1	0		0	0	0	0	0	0	0	0	1	0.02
D	1	0	1		0	0	0	0	0	0	0	2	0.03
E	1	0	1	1		0	1	1	1	1	1	8	0.14
F	1	0	1	1	1		0	1	1	0	1	7	0.13
G	1	1	1	1	0	1		1	1	1	1	9	0.16
H	1	1	1	1	0	0	0		0	0	1	5	0.09
I	1	1	1	1	0	0	0	1		0	1	6	0.11
J	1	1	1	1	0	1	0	1	1		1	8	0.14
K	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0		3	0.05
TOTAL												56	1

Una vez obtenidas las fracciones de los criterios, con la escala de Dieter [21], se crea la matriz de selección de conceptos para determinar los conceptos más importantes y así poder obtener el que mejor se ajusta a los conceptos mencionados en la tabla [7].

Tabla 7. Escala de Dieter [21].

Escala de 11 puntos	Escala de Dieter
0 Solución Totalmente inservible	Inadecuado
1 Solución bastante inadecuada	
2 Solución mala	Malo
3 Solución mediocre	
4 Solución tolerable	Satisfactorio
5 Solución satisfactoria	
6 Solución buena con inconvenientes	Buena
7 Solución buena	
8 Solución muy buena	
9 Solución excelente	Excelente
10 Solución ideal	

El valor de cada criterio obtenido de la matriz de comparación por pares (tabla 6) da un valor cuantitativo y representativo de cada criterio, además de que con esto se puede conocer los criterios de mayor valor, por lo que, con esto se crea la matriz de selección de conceptos (tabla 8), aquí se encuentran los criterios de diseño de menor a mayor peso y se le asigna una calificación según la escala de Dieter (tabla 8) para obtener la puntuación más alta en cada concepto y determinar así el más adecuado para el diseño.

Tabla 8. Matriz de selección de conceptos.

		Selección de conceptos																			
		Material						Sistema de actuación				Mecanismo de articulación									
		PLA		PETG		TPU 95A		Resortes		Cables		Barras		Hidráulico		Bisagra viviente		Pivote de flexión transversal		Pivote de flexión de eje transv.	
criterio	Fac	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.	Calif	Pts.
Estética	0.02	8	0.16	8	0.16	8	0.16	3	0.06	10	0.2	7	0.14	3	0.06	7	0.14	8	0.16	8	0.16
Peso adecuado	0.02	9	0.18	9	0.18	9	0.18	9	0.18	8	0.16	8	0.16	6	0.12	9	0.18	9	0.18	9	0.18
Tamaño adecuado	0.03	7	0.21	7	0.21	7	0.21	7	0.21	9	0.27	9	0.27	5	0.15	8	0.24	8	0.24	9	0.27
Costos de reparación	0.05	7	0.35	7	0.35	7	0.35	4	0.2	2	0.1	4	0.2	8	0.4	6	0.3	6	0.3	6	0.3
Material de fabricación	0.09	7	0.63	7	0.63	9	0.81	9	0.81	9	0.81	9	0.81	5	0.45	8	0.72	8	0.72	8	0.72
Funcionalidad	0.11	4	0.44	4	0.44	10	1.1	7	0.77	5	0.55	8	0.88	9	0.99	5	0.55	7	0.77	9	0.99
Facilidad de manufactura	0.11	9	0.99	8	0.88	6	0.66	6	0.66	5	0.55	8	0.88	8	0.88	10	1.1	9	0.99	8	0.88
Facilidad de ensamble	0.13	9	1.17	7	0.91	8	1.04	7	0.91	9	1.17	9	1.17	3	0.39	9	1.17	8	1.04	8	1.04
Seguridad	0.14	8	1.12	8	1.12	8	1.12	6	0.84	9	1.26	7	0.98	6	0.84	7	0.98	7	0.98	7	0.98
Durabilidad	0.14	6	0.84	6	0.84	6	0.84	2	0.28	9	1.26	7	0.98	8	1.12	7	0.98	7	0.98	7	0.98
Precio	0.16	9	1.44	8	1.28	6	0.96	9	1.44	9	1.44	8	1.28	7	1.12	9	1.44	9	1.44	7	1.12
			7.53		7		7.43		6.36		7.77		7.75		6.52		7.8		7.8		7.62

Diseño de configuración

Con base en la matriz de conceptos obtenida anteriormente (tabla 8) se pueden observar los diferentes conceptos que tuvieron de mayor calificación que se diferencian con los colores asignados, donde para este caso el verde será el mejor aceptado, el amarillo el que queda en segundo lugar y que a pesar de no tener la mejor calificación puede ser seleccionado y el rojo el menos aceptado y que es posible utilizar.

Material

La matriz (tabla 8) sugiere que como material principal se utilice el PLA pues cumple con los criterios de mejor manera para este nuevo diseño, por lo que se harán los análisis con este material, sin embargo, no se descarta al TPU 95A como material sustituto, debido a que su calificación es muy cercana al PLA, por lo que se estudiarán los diseños con el PLA y analizando los resultados, se sugerirá o no cambiar el material.

Sistema de actuación

Como sistema para el movimiento hay dos principales (tabla 8), los cables para transmisión del movimiento y las barras, aunque los cables son los de mejor calificación, no se descarta al sistema de barras, pues puede funcionar de igual manera, sin embargo, para este primer diseño se utilizará el sistema de actuación por cables y se sugerirán cambios en dado caso una vez realizado el primer diseño.

Mecanismo de articulación

En este punto, se obtuvieron 2 posibles soluciones, la bisagra viviente y el pivote de flexión transversal con el mismo puntaje, por lo que se procederá a realizar un análisis de ambas y determinar el mejor, aunque no se dejará a un lado el pivote de flexión de eje transversal debido a que su puntaje es muy cercano a los dos anteriores.

DISEÑO DE DETALLE

En este capítulo se explica el proceso que se siguió para el diseño de la prótesis del dedo índice mediante el uso de mecanismos flexibles, tomando en cuenta los puntos anteriores y creando nuevos puntos que guiarán al lector el proceso seguido. A continuación, se muestra los pasos a seguir:

Medidas para dedo índice

Para este diseño se tomaron tres medidas principales del dedo índice, la del dedo índice funcional propio, el segundo de un paciente masculino con el dedo amputado y el tercero del estudio mencionado anteriormente sobre medidas antropométricas [15] el primero para el análisis de movimiento de un dedo índice funcional y el segundo para el modelo que se utilizará para ajustar el prototipo al cual se le ajustará y el tercero para las medidas generales del dedo humano.

Mecanismos flexibles como mecanismo principal de prótesis de dedo índice

Como se mencionó en el capítulo I, los mecanismos flexibles cuentan con la ventaja de constituirse de una menor cantidad de piezas por lo que el cambio de mecanismo de dos o más piezas a una sola puede reducir la complejidad del diseño, manufactura, costos, entre otras.

Para el diseño de la prótesis de dedo se contó principalmente con el Manual de Mecanismos Flexibles de Larry L. Howell [20], además de otras tesis y artículos mencionados en la bibliografía.

Análisis de movimiento

El análisis del movimiento es fundamental en el proceso de la creación de un diseño de prótesis, pues este ayuda a descubrir las posturas y movimientos naturales que realiza la parte que se está estudiando; lo que permite, simular los movimientos más precisos,

de igual manera con análisis de videos del movimiento del dedo se podrá evaluar el funcionamiento y determinar cómo se está comportando el elemento estudiado.

En este caso, el análisis del movimiento ayudará a determinar las trayectorias que siguen los puntos de articulación de un dedo humano funcional; para así, obtener su comportamiento y las ecuaciones que asemejen las trayectorias obtenidas, con esto se pretende realizar una prótesis que asemeje los movimientos reales lo más posible. El movimiento descrito en este estudio se utiliza, por ejemplo, para tomar un lápiz, accionar un mouse de computadora y presionar un gatillo (fig. 22).

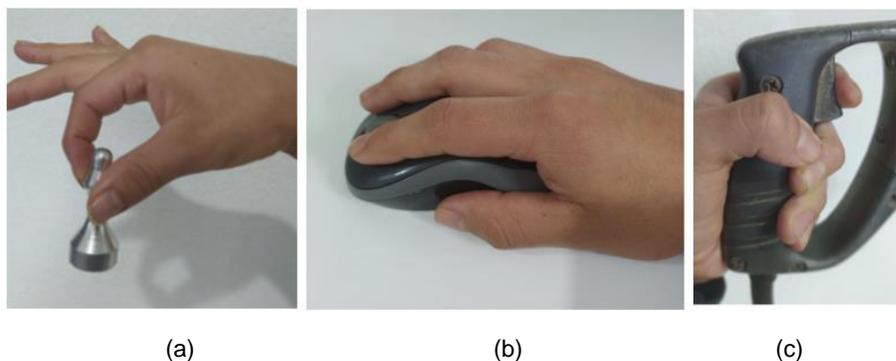


Figura 22. Agarre de objeto pequeño (a), fuerza aplicada a botón (b), fuerza aplicada a interruptor (c).

Para la realización del análisis de movimiento se utilizó el software TRACKER [22] ya que puede analizar los movimientos de una mejor manera. El video estudiado fue grabado a 30 fotogramas por segundo (fps) de un dedo índice humano de la mano derecha mostrando el cierre y apertura para crear una trayectoria con cuatro puntos de interés, uno en el punto (fig. 23).

Para la realización del video se tomaron varios videos realizando el mismo movimiento de apertura y cierre y se escogió el que se ajustaba a la trayectoria de los demás, por lo que en el siguiente análisis sólo muestra el proceso seguido del elegido.

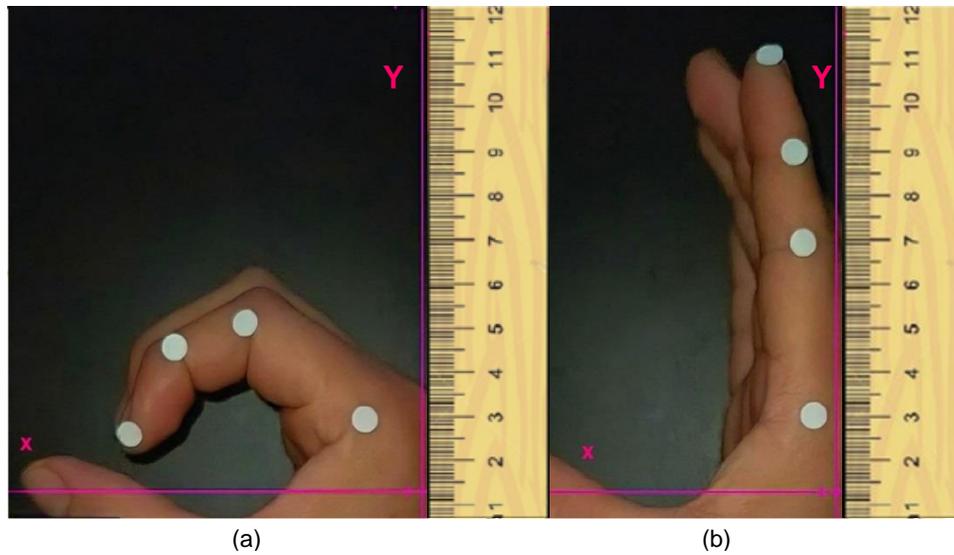


Figura 23. Cierre de dedo índice (a), apertura de dedo índice (b).

En la figura 23 se muestra el dedo en las posiciones inicial (a) y final (b) de los cuatro puntos indicados con círculos blancos y de igual manera una regla que se utiliza sólo para referencia de las medidas del video en general, lo que ayudará más adelante para conocer las dimensiones en un plano 2D de los puntos en cada uno de los fotogramas.

Para el análisis del movimiento de la mano se realizan 2 pasos principales antes de comenzar. Primero se utiliza una herramienta de ejes, esta será la encargada de dar el sistema de coordenadas para tener el posicionamiento y obtener los datos desde un sistema de referencia fijo (fig. 24) marcada con líneas rosas y como segundo paso está la calibración que será la que se encargue de aproximar las dimensiones en las que se encuentra el video, así como las medidas entre cada punto, las distancias recorridas, las velocidades y aceleraciones que se necesiten.

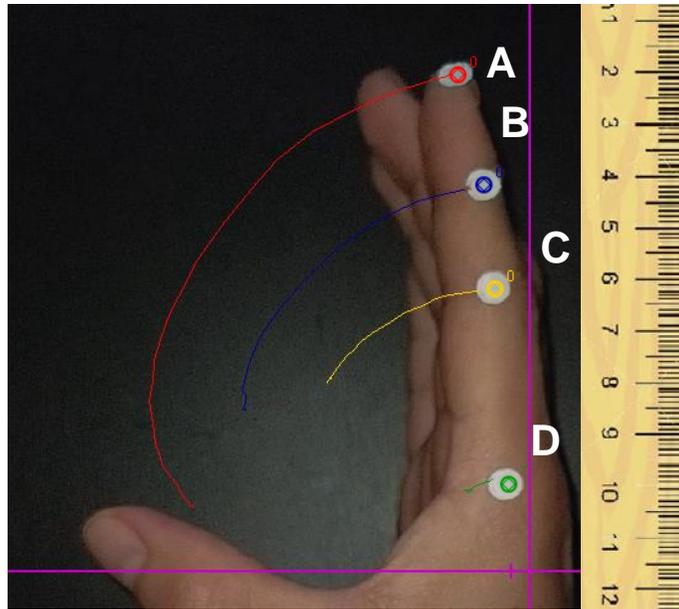


Figura 24. Dedo índice con puntos de referencia.

PUNTO A

Para comenzar con el análisis se crea una masa puntual que seguirá cada punto de referencia ya que en este estudio se contó con 4 puntos. Se empieza con el punto A (fig. 24 punto con marca roja), lo que se hace es asignar la posición de la masa puntual en cada fotograma de manera manual al punto blanco de estudio; así, se trata de colocarlo en un punto aceptable que logre crear una trayectoria lo más suave posible.

Se obtiene, para el punto A de la parte superior del dedo, la gráfica de la figura 25 correspondiente a la posición en y y x que pertenecen a la trayectoria generada de ese punto a la curva de esta trayectoria.

La trayectoria generada se utilizará para referencia de los movimientos que se esperan tener en la prótesis y con esto realizar la comparación de ambos movimientos. Los valores obtenidos de los puntos A, B, C y D que se generan se pueden ver en tabla de la figura A 1 (ver Anexo A) para mostrar los resultados de cada punto.

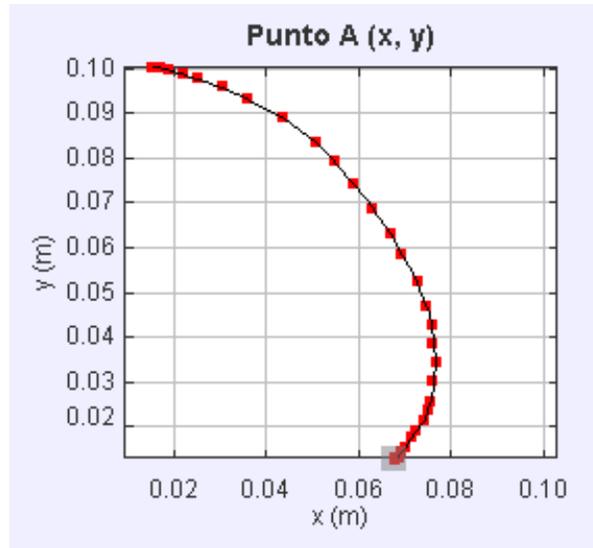


Figura 25. Desplazamiento del punto A.

PUNTO B

Siguiendo con el análisis del cierre del dedo, se sigue con el análisis del punto B el cual se realiza de la misma manera que el anterior, en ese caso la gráfica resultante se muestra en figura 26, donde se puede ver la trayectoria de este punto B en cada momento.

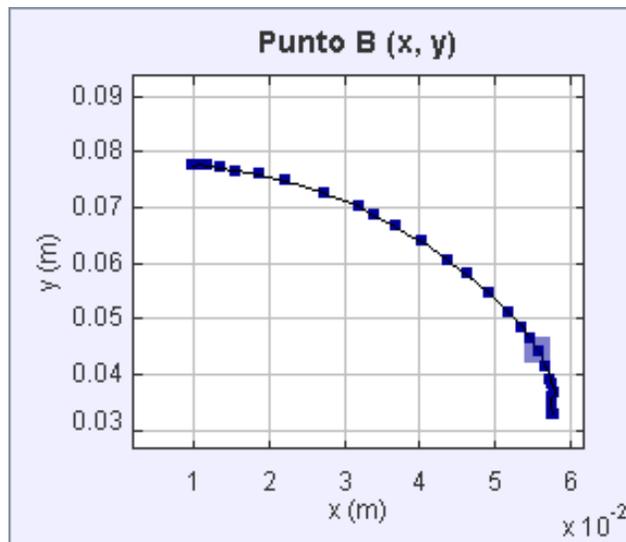


Figura 26. Gráfica de desplazamiento del punto B.

PUNTO C

El punto C se analiza de igual manera, la figura 27 muestra la trayectoria descrita de este punto.

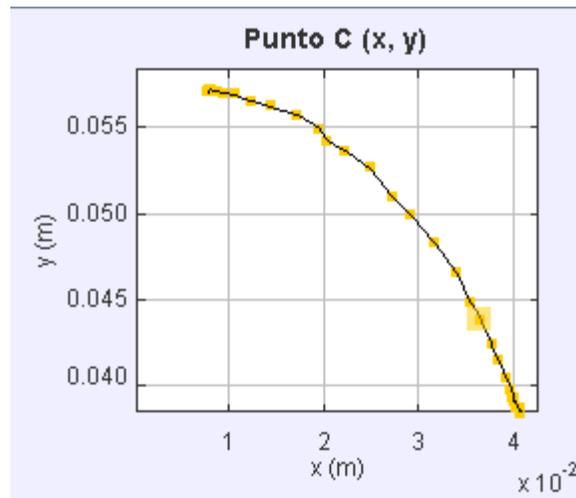


Figura 27. Gráfica de desplazamiento del punto B.

PUNTO D

Por último, se realiza el estudio del punto D en donde el movimiento es de un intervalo muy pequeño. Se pretende que en este punto el movimiento sea prácticamente nulo, aunque a continuación se muestra la gráfica mostrada en la figura 28, se esperará en los siguientes puntos tomar como un punto y así descartar esta gráfica (fig. 28).

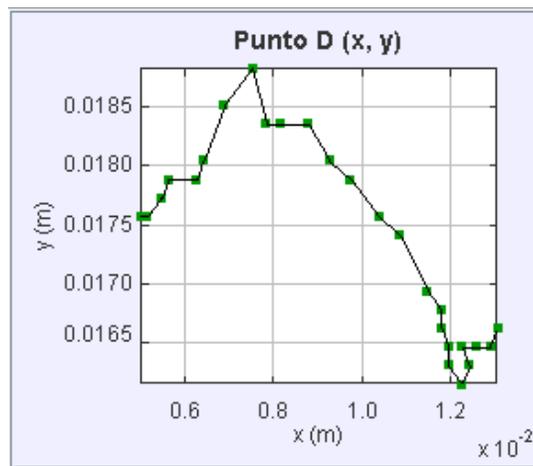


Figura 28. Gráfica del desplazamiento del punto D.

Otros datos importantes son los ángulos de cierre del dedo en cada articulación. Los ángulos de apertura mostrados en la figura 29 (a) serán los siguientes:

Para el ángulo α que corresponde al punto B, entre A y C es de 170.4° , el ángulo β en C, entre B y D es de 178.6° que es el complementario y el ángulo γ de D, entre los puntos C y una línea paralela a x es de 86° . Para los ángulos en el momento del cierre mostrados en la figura 29 (b) son: Ángulo α de 135.3° , β de 123.2° y γ de 39.7° .

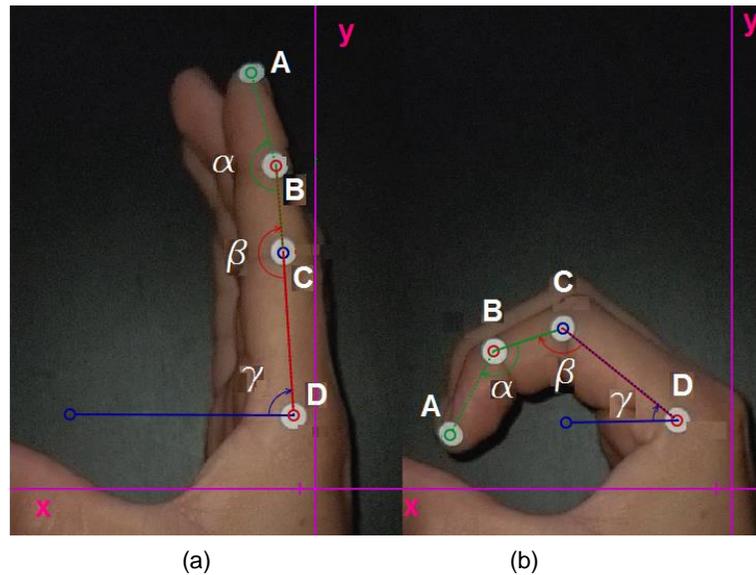


Figura 29. Ángulos de apertura de dedo (a). Ángulo de cierre de dedo (b).

Realización de molde de silicón de una mano con dedo índice amputado

Para tener una medida base de donde tomar las dimensiones para la prótesis se realiza un modelo de silicón con el fin de obtener tamaños más precisos del dedo amputado y poder sujetar la prótesis al muñón. El molde se obtuvo de la mano de un hombre de 50 años, el cual cuenta con una amputación de las falanges distal, medial y parte de la proximal.

Ahora se procede a mostrar los materiales utilizados y el proceso seguido para la realización del modelo de la mano con caucho de silicón.

Materiales:

- 500 g Alginato Marca BioJel (fig. 30 a)
- 500 g Caucho de silicón P-48 (fig. 30 b)
- 250 ml Diluyente para caucho de silicón.



Figura 30. Alginato marca Bio-Jel (a), caucho de silicón P-48 (b).

En un recipiente se mezcló el alginato Bio-Jel con suficiente agua hasta formar una pasta, sin dejar pasar el tiempo, en un recipiente suficientemente amplio se colocó la mano accidentada y vertió la mezcla de alginato con agua (fig. 31), se esperó un par de minutos para sacar la mano y esperar aproximadamente 2 horas para que el molde secará por completo.



Figura 31. Mano sumergida en alginato.

Para la realización de la mezcla del caucho de silicón se utilizaron los 500 g del producto y 250 ml de su diluyente, se mezclaron bien por 10 minutos ambos materiales

hasta generar una pasta líquida y una vez la mezcla lista se vació dentro del molde de alginato previamente seco (fig. 32).



Figura 32. Molde con alginato y caucho de silicón.

Como resultado final se obtuvo el modelo de la mano con el dedo amputado (fig. 33), este modelo será de ayuda al estudio de las dimensiones reales de la mano y el muñón para realizar una prótesis con dimensiones similares, además, de ser el caso, poder realizar las pruebas de movimiento de la prótesis una vez impresa.



Figura 33. Modelo de caucho de silicón de dedo amputado.

Diseño de prótesis de dedo índice

En el proceso que se ha llevado a cabo para la realización de esta prótesis, se ha documentado como tal los diseños, desde el más básico hasta el más completo, para esto, cabe mencionar que se ha realizado a partir del dedo índice propio para fines prácticos y tomando en cuenta las necesidades según parezcan en el funcionamiento del dedo.

Como primer paso, se midieron los puntos de interés A, B, C y D (figura 34) para conocer las medidas aproximadas de las falanges, además de tener como referencia la tabla 9 [15] de la antropometría de la mano. Una vez realizado esto, con las medidas obtenidas, se comenzó a realizar un primer boceto de las dimensiones del dedo utilizando los conceptos de mecanismos flexibles.

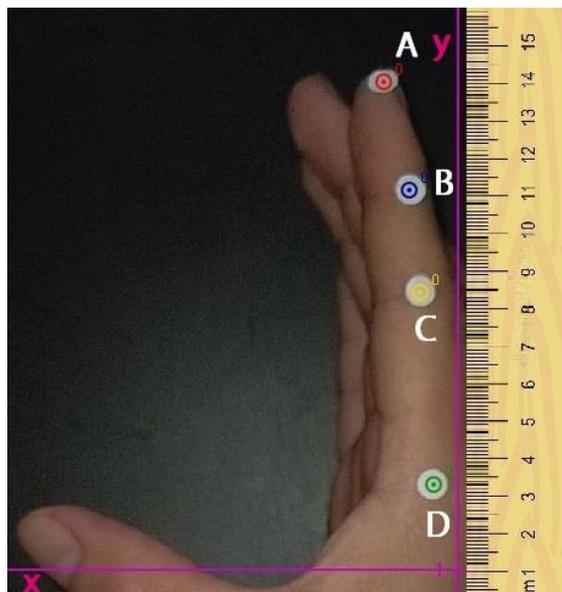


Figura 34. Medidas de dedo índice.

Tabla 9. Medidas de falanges del dedo índice [15].

Falange	Medida [cm]
Proximal (Punto D-C)	4.7
Medial (Punto C-B)	2.4
Distal (Punto B-A)	2.3

Como se mencionó, son medidas aproximadas y para cada modelo realizado este pudo cambiar en un rango de $\pm 1[mm]$. Este primer diseño contará con el mecanismo flexible de bisagras vivientes que fue seleccionado como el mejor concepto con una calificación de 7.8 de la tabla 8 dentro del tipo de articulación.

En este primer boceto se comienza a generar líneas de acuerdo con las medidas de la tabla [9] y entre los puntos que simularán la articulación de las falanges distal y medial y con las otras medidas de radios para simular las bisagras vivientes (fig. 35), y se trata de buscar una forma natural tomando las medidas antes mencionadas de un dedo índice en una posición inicial. Para este tipo de diseño, se realiza en un plano en el software NX [23] todo el diseño.

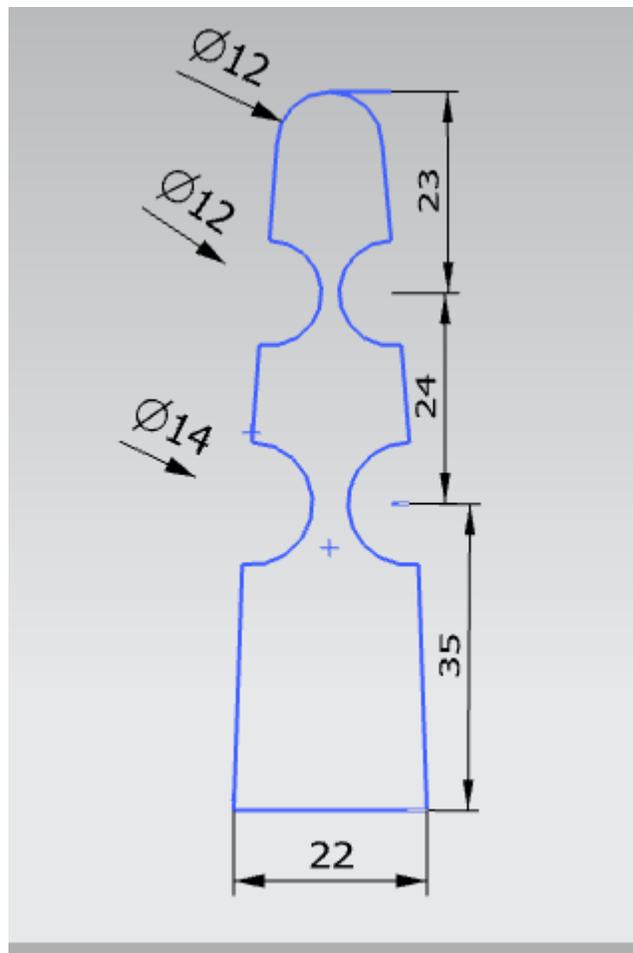


Figura 35. Boceto de dedo índice.

Debido a que los radios indicados generan las zonas de flexión para el dedo, se piensa que la estructura completa resulta bastante débil, por lo que se opta por agregar una pieza que resulte útil para mantener firme todo el dedo, además de que al momento de la flexión sirva para acelerar el regreso del dedo a la posición inicial.

Con el plano del dedo de la figura 35, se agrega un elemento que puede definirse como un muelle (fig. 36a), el cual mantendrá al dedo en una posición inicial y ayudará a flexionar el dedo de la posición de cierre a una de apertura de una manera más rápida.

Como se mencionó en capítulos anteriores, el tendón ayuda con la flexibilidad de los dedos, ya que realiza la flexión de los dedos y dan el movimiento de apertura y cierre de los dedos. Debido a lo anterior podemos definir al elemento agregado como un tendón externo y se definirá así durante todo el documento. Este nuevo plano se extruye hasta obtener un ancho 18 [mm] (fig. 36b).

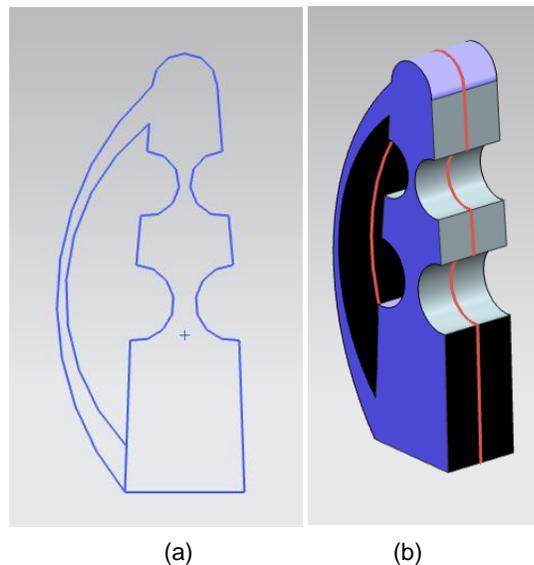


Figura 36. Plano de diseño de dedo índice con elemento trasero (a), pieza extruida (b).

Una vez teniendo un primer diseño se procede a realizar un análisis de esfuerzos mediante una simulación en el software SolidWorks [24] y así poder obtener las zonas de mayor y menor esfuerzo y así sugerir los primeros cambios en cada zona. A

continuación, se muestra el proceso de análisis para el primer diseño el cual será con los mismos parámetros en los siguientes.

Proceso para simulación de modelo 3D

En el modelo mostrado en la figura 37 que se realizó a partir del primer modelo (fig. 35), de donde ahora se agrega el tendón externo en la parte trasera que pueda actuar como un resorte que, al momento de realizar el cierre del dedo, este pueda regresar a la posición inicial de manera más rápida, además de darle una mejor estabilidad en su posición inicial. En este primer modelo se realiza un primer análisis de movimiento y esfuerzo para observar su comportamiento y mejorar el diseño.



Figura 37. Modelo 1 de dedo índice con muelle.

Como primer punto para el desarrollo de la simulación en el software de SolidWorks se importa el archivo y se realizan los pasos siguientes para tener resultados más aproximados.

En el software, una vez agregado el modelo de estudio, se seleccionó un estudio en la parte de herramientas, para esto se busca la opción de “Nuevo estudio” (fig. 38). En este estudio, lo que se analiza es el movimiento del modelo aplicando una fuerza en un punto, por lo que se utilizará un estudio específico.

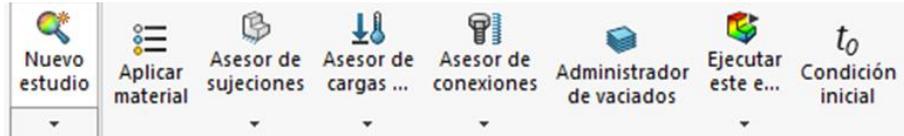


Figura 38. Herramientas de SolidWorks.

El estudio utilizado para este modelo es un estudio no lineal dinámico, debido a que las deformaciones que se presentan son en el paso del tiempo (fig. 39).

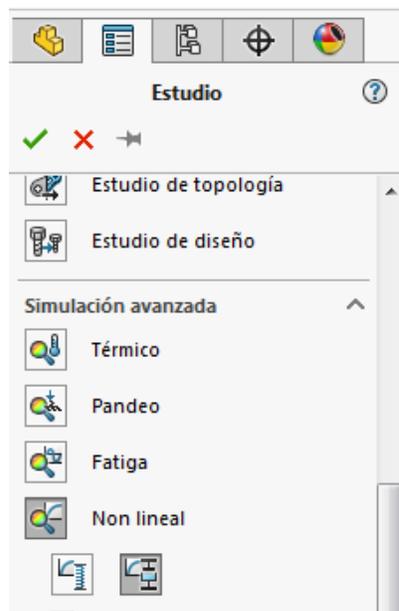


Figura 39. Gestor de diseño de SolidWorks.

En el gestor de diseño (fig. 40) se presentan los puntos que se considerarán, entre los cuales, los principales son: Modelo, conexiones, sujeciones, cargas externas y malla.

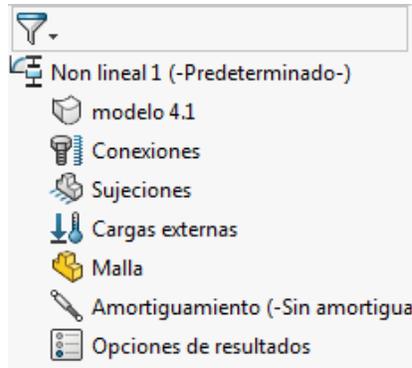


Figura 40. Gestor de diseño del estudio no lineal.

El siguiente paso será asignar el material al modelo, con el cual se realizará el estudio. Para esto, se selecciona “Asignar material”, de la barra de herramientas (fig. 38) y se toma al primer material propuesto de la matriz de conceptos, el ácido poli-láctico (PLA) utilizado, este se agrega como un material en blanco y se agregan las propiedades que el material tiene, entre las cuales está el módulo elástico, coeficiente de Poisson, módulo cortante y densidad (fig. 41), una vez aplicado el material el modelo cambiará a la textura asignada del material.

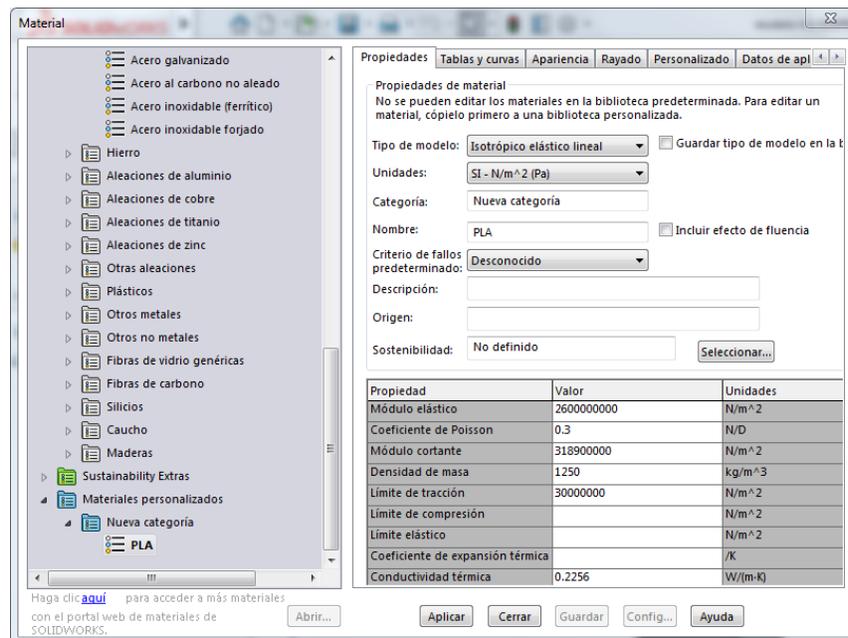


Figura 41. Especificaciones del material.

Como siguiente punto se asignan las conexiones que serán los límites para la deformación de la pieza, en este caso se asigna una conexión de contacto, este tipo de conexión sugiere que en las zonas seleccionadas habrá un contacto físico por el cual no se podrán sobreponerse las piezas. Como se muestra en la figura 42, se seleccionan las caras que entrarán en contacto.

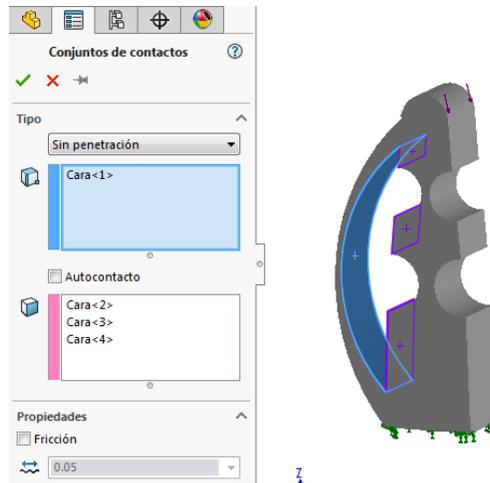


Figura 42. Selección de conexiones.

El siguiente paso es asignar una cara fija la cual será inamovible y será el punto de inicio del análisis. Como se puede ver en la figura 43, se asigna a la base del modelo, pues es donde se encuentra el muñón del dedo.

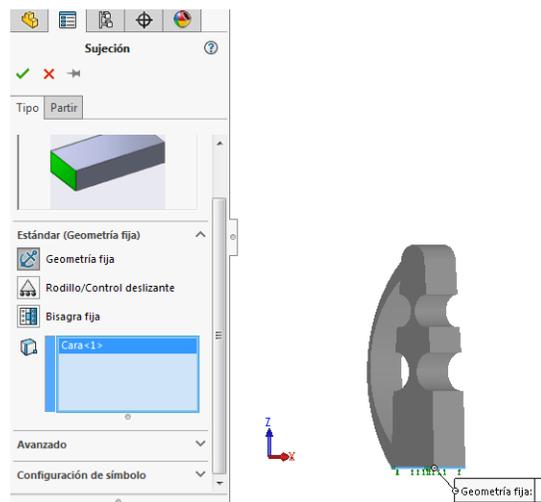


Figura 43. Selección de sujeción.

El paso siguiente es asignar las fuerzas que harán comenzar a deformar la pieza (fig. 44), este punto es uno de los más importantes, pues sin esto, la solución no converge. Aquí la fuerza será de una torsión aplicada en la cara superior del modelo y será de 30 [N m], este valor se toma debido a que equivale a aproximadamente 30 kg aplicados en 10 cm lo equivalente a un dedo, y con esto poder determinar las zonas de esfuerzos de mejor manera con ese peso. Como se propuso al inicio de la selección de conceptos, el movimiento será generado por un cable a lo largo del modelo, sin embargo, en esta simulación sólo se simulará la fuerza de éste.

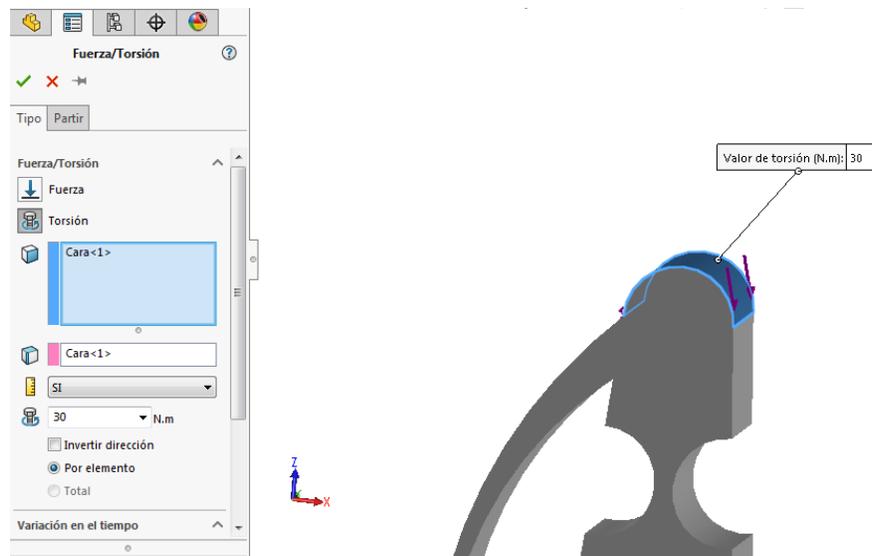


Figura 44. Selección de fuerzas.

El penúltimo punto es realizar una malla del modelo que hará seccionarla pieza en pequeñas partes de análisis y entre más pequeña sea la malla los resultados serán más precisos, sin embargo, también aumenta el uso de memoria del equipo de cómputo y por lo tanto también el tiempo de simulación. En esta primera simulación se tomará un valor medio para generar un resultado aceptable y la pieza quedará con una malla triangular de tamaño medio, como se muestra en la figura 45, para después comenzar el análisis.

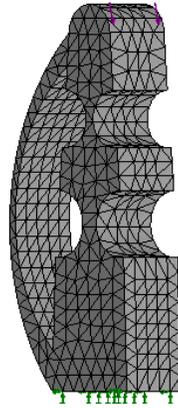


Figura 45. Modelo mallado.

El análisis se comienza con la opción de “Ejecutar este estudio” y comenzará a ejecutar el estudio, la opción se muestra en la figura 38 antes mostrada.

En la figura 46 se observa el resultado de tensiones obtenidas donde se generó un desplazamiento esperado, sin embargo, el esfuerzo fue de $3.42 \times 10^9 [Pa]$ en la zona de articulación (círculo rojo) superando al módulo elástico $2.6 \times 10^9 [Pa]$ del PLA, lo que sugiere una ruptura del material en ese punto. Otra cosa que se puede observar es que el muelle trasero ha alcanzado su flexión máxima y no permitirá un mayor movimiento del dedo (círculo amarillo), por lo que se sugiere mejorar el diseño en los puntos mencionados.

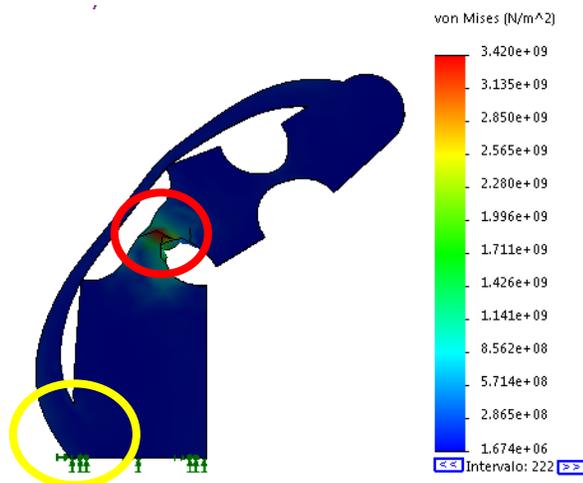


Figura 46. Resultado del estudio no lineal.

Después de observar lo sucedido con la simulación anterior se realiza el cambio para el tendón de manera que pueda realizar una mayor flexión. Para este nuevo ajuste lo que se plantea es separar la parte baja del tendón con la del modelo del dedo, además de darle una forma al muelle de forma se ajuste al modelo al realizar la flexión, todo esto podrá quedar como en la figura 47.

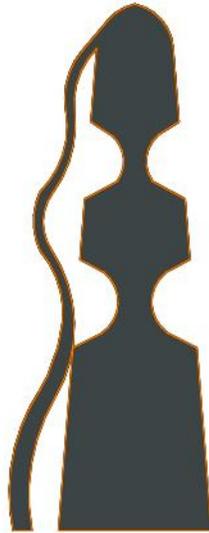


Figura 47. Modelo 2 de dedo índice.

En la figura 47 se observa el cambio realizado, sin embargo, para que el tendón pueda realizar la flexión con el movimiento con el dedo, se sugiere agregar un canal por el que el muelle pueda moverse y realizar la flexión sin acumular esfuerzos (fig. 48).

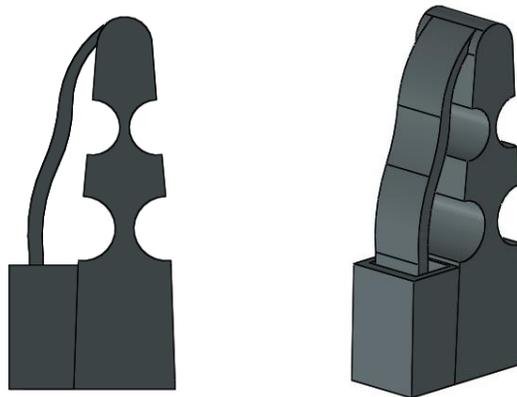


Figura 48. Modelo 3 de dedo índice con canal guía.

Una vez realizado los cambios propuestos, se procede a realizar nuevamente el proceso para la simulación de la pieza descrita anteriormente, para esto se agregan los mismos valores de fuerzas, condiciones de contacto y geometría fija para generar el movimiento. Con lo que se obtienen los siguientes resultados (fig. 49).

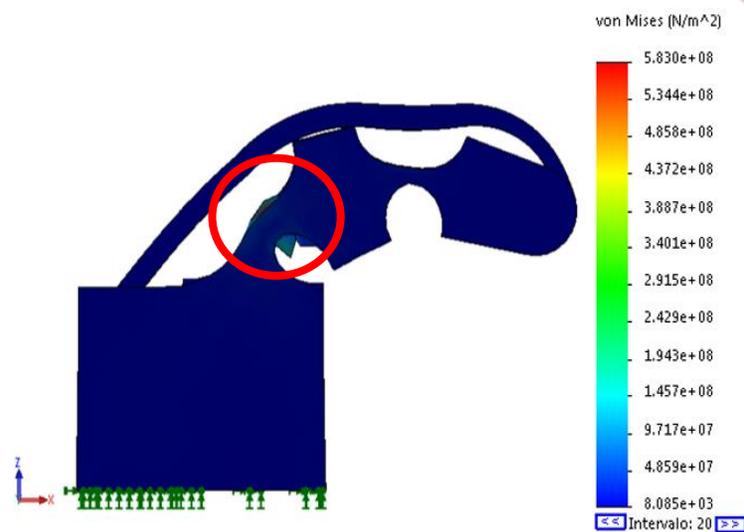


Figura 49. Simulación de modelo con canal guía.

En la simulación generada (fig. 49) se observa el comportamiento del modelo, aquí hay una mejor flexión por parte del muelle, y en este modelo existe un esfuerzo menor al soportado del material de 5.83×10^8 [Pa] mostrado en la zona marcada (círculo rojo), sin embargo, sigue siendo un esfuerzo muy grande por lo que se debe mejorar este diseño.

Lo que ahora se busca es la forma de poder reducir esos esfuerzos en los elementos flexibles mostrados, por lo que se busca un elemento que pueda ser más flexible y que pueda realizar todo el movimiento requerido y con menores esfuerzos.

Este primer diseño mostró gran concentración de esfuerzos en la zona de articulación donde se simula la falange medial y proximal por lo que se sugiere cambiar el tipo de articulación de bisagra viviente a pivote de flexión transversal, ya que al igual

que la de bisagra viviente tiene la misma puntuación en la matriz selección de conceptos (tabla 8).

Para este nuevo diseño se cambian las bisagras por los pivotes flexibles, como se muestra en la figura 50. Las medidas son similares a la del diseño anterior, solo el tipo de articulación cambia para mejorar la flexibilidad y evitar grandes esfuerzos.

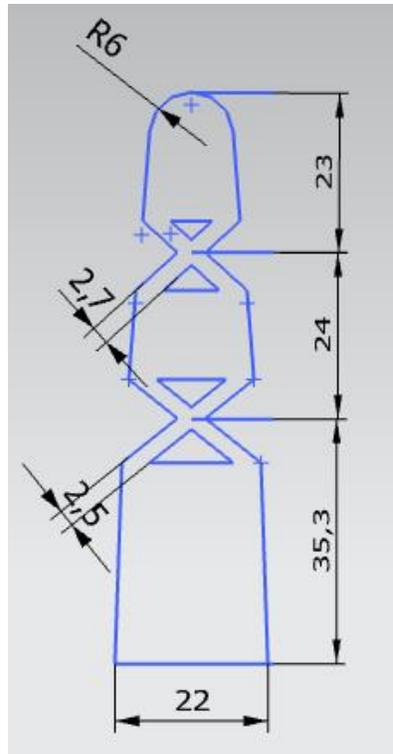


Figura 50. Plano de diseño de dedo con pivotes de flexión.

Como resultado de lo mencionado, se obtiene un modelo más acorde a lo que se busca obtener, como se puede ver en la figura 51, extruida de un ancho de 18 [mm], donde se cambiaron los tipos de elementos flexible, se acercó el tendón al modelo y también se redujo las dimensiones de la guía donde corre el muelle para reducir el tamaño del modelo. Con estos cambios se pretende realizar un análisis para ver el movimiento y las tensiones que se ejercen y así determinar cómo mejorar este diseño. La simulación de la pieza de la figura 51 se realiza con los mismos parámetros mencionados en el proceso de simulación antes mencionados



Figura 51. Modelo de dedo con pivote de flexión.

Los resultados de la simulación, mostrada en la figura 52, se observa una mejor similitud del movimiento al cierre de un dedo humano. En este caso se puede observar que, para este diseño, aún no hay un cierre completo del dedo, también el tendón no permite el cierre total por lo que es necesario modificar o mejorar esta parte para lograr un cierre más definido.

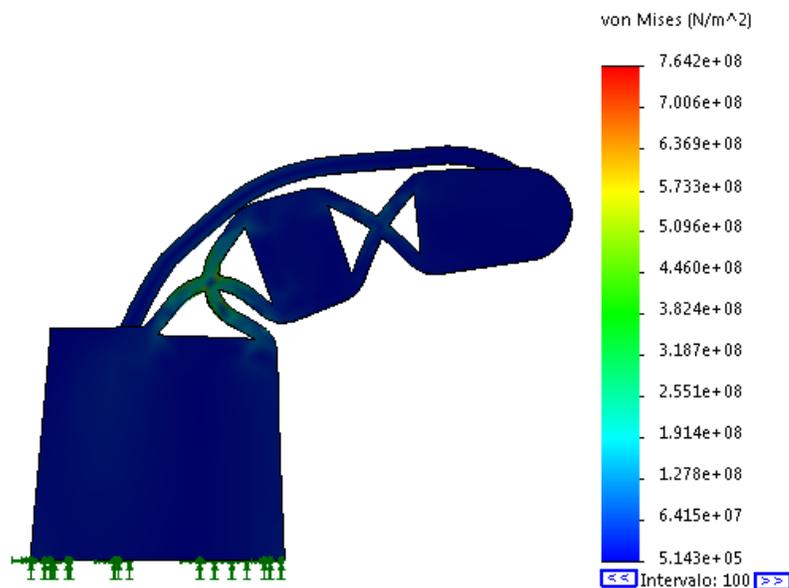


Figura 52. Simulación de modelo con pivote.

En la gráfica de colores de la figura 52, la mayor concentración de fuerzas está en la articulación baja y en este punto logra alcanzar valores de $7.642 \times 10^8 [Pa]$, al igual que las simulaciones pasadas, en este de igual manera, hay una concentración de esfuerzos notables, que pueden hacer ceder una pieza impresa, sin embargo, el esfuerzo es menor a las simulaciones anteriores, por lo que para este caso es posible hacer modificaciones que puedan ayudar a reducir el esfuerzo y hacer una primera impresión en 3D de la pieza para estudiar su comportamiento físico de mejor manera.

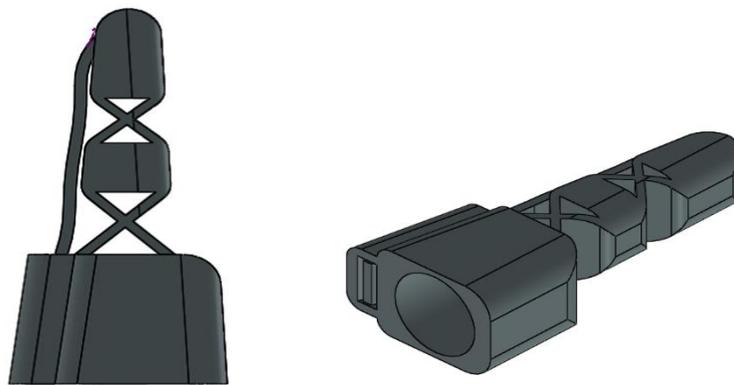


Figura 53. Modelo con base para muñón.

En esta primera impresión se tomó en cuenta la entrada para el muñón del dedo, por lo que se tiene el diseño preliminar como se muestra en la figura 53.

Este primer modelo se somete a las mismas condiciones que los primeros realizados, y en este caso se reduce la fuerza a la que se someterá que será de $10[N m]$, obteniendo así los siguientes resultados.

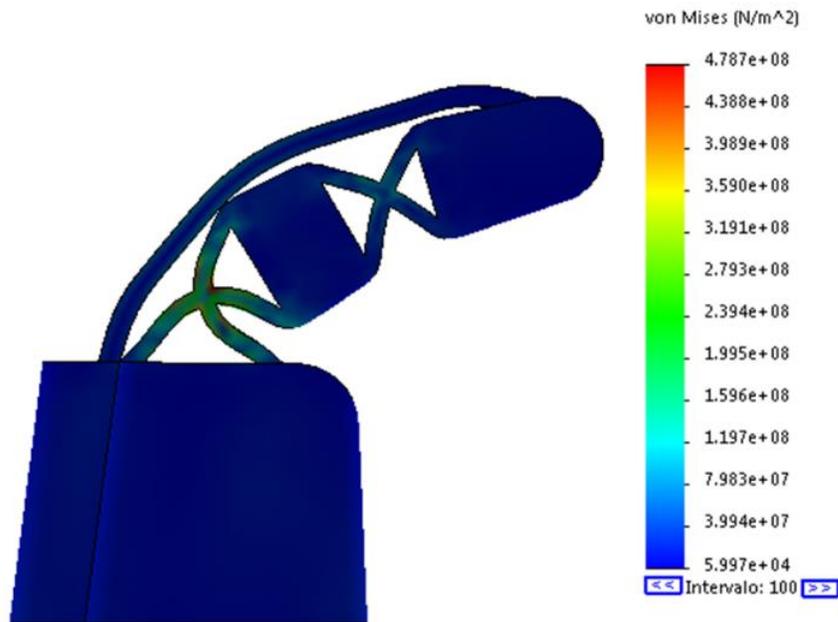


Figura 54. Simulación del primer modelo impreso.

Como se puede observar en los resultados de la simulación (fig. 54) se puede observar el comportamiento de la pieza, aquí el movimiento es similar al de las simulaciones anteriores, el esfuerzo es menor, pero, de igual manera hay una concentración considerable en una de las articulaciones, por lo que para este caso se sugiere imprimir la pieza para tener una referencia de las fuerzas y desplazamientos generados, al igual que ver de mejor manera el modelo en la mano de caucho de silicón.

El modelo planea adecuar el diseño al sistema de actuación con cables, el cual dará el movimiento de cierre. Este movimiento será mediante un cable que atraviese el modelo dentro de un canal ya definido, que sea tensionado con una fuerza controlada logrando el movimiento, esta primera impresión cuenta con un canal para el cable, por lo que se imprime el modelo con este canal (fig. 55).

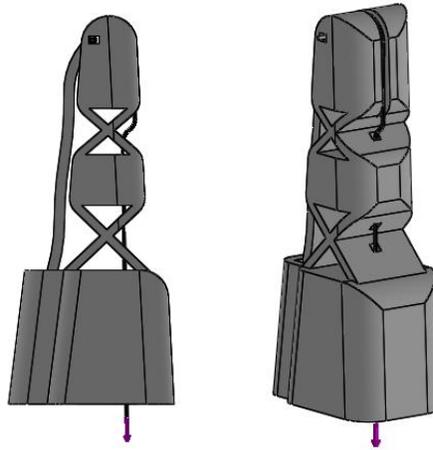


Figura 55. Diseño de dedo con cable para cable de tensión.

Primera impresión en 3D de modelo

La primera impresión del modelo de la prótesis se hizo mediante una impresora 3D convencional, con el PLA debido a que es un material barato para esta primera impresión y cuenta con propiedades aceptables para este diseño. Para esta impresión lo único que se quiere es conocer el comportamiento de las fuerzas, las medidas y la estética.



Figura 56. Impresión 3D de dedo índice.

En esta primera impresión realizada, como se muestra en la figura 56, se pudo observar el modelo de una mejor forma con los cambios siguientes:

En este modelo, la medida de la impresión es bastante grande y es necesario reducirla a una medida más acorde a las dimensiones del modelo de caucho de silicón, para esto solo es necesario reducir la distancia de la falange proximal, es decir, la parte baja. De igual manera se pudo ver que es posible reducir ciertas partes del modelo en donde hay un exceso de material innecesario, principalmente de la base.

Otro punto para mencionar es la flexibilidad del modelo, pues en esta primera impresión el material es poco flexible, el diseño es rígido y las partes flexibles para las articulaciones pueden reducirse para una mejor flexión, eso de igual manera reducirá la cantidad de material.



Figura 57. Impresión 3D fracturada.

En esta primera impresión se trató de realizar la flexión del modelo, sin embargo, se fracturó en la parte que previamente se había conocido su punto de mayor concentración de esfuerzos (fig. 57), por esta razón se sugiere cambiar el tipo de articulación de un pivote de flexión transversal a un pivote de flexión de eje transversal para una mejor distribución de esfuerzos. Cabe mencionar que en este modelo se realizó el canal para el cable con el cual realizar el movimiento, pero para realizar el

movimiento es necesario agregar más elementos y puede hacer más compleja la prótesis, entonces se espera cambiar esto en el siguiente diseño.

Primer rediseño de modelo

Como se observó anteriormente la impresión 3D realizada (fig. 58), hay muchos puntos que se pueden cambiar para mejorar la funcionalidad, por ello se sugiere hacer un rediseño parcial del modelo anterior.

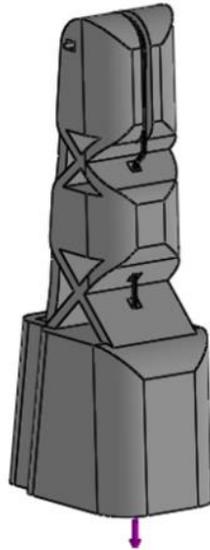


Figura 58. Modelo con canal.

Se comienza por el cambio en tipo de articulación de elemento flexible por un pivote de flexión de eje transversal (fig. 59 a) solo que en este caso será de tres elementos “c” en lugar de dos (fig. 59 b), esto es para distribuir mejor la flexión y además mantener el diseño con un movimiento sin deformaciones en otras direcciones.

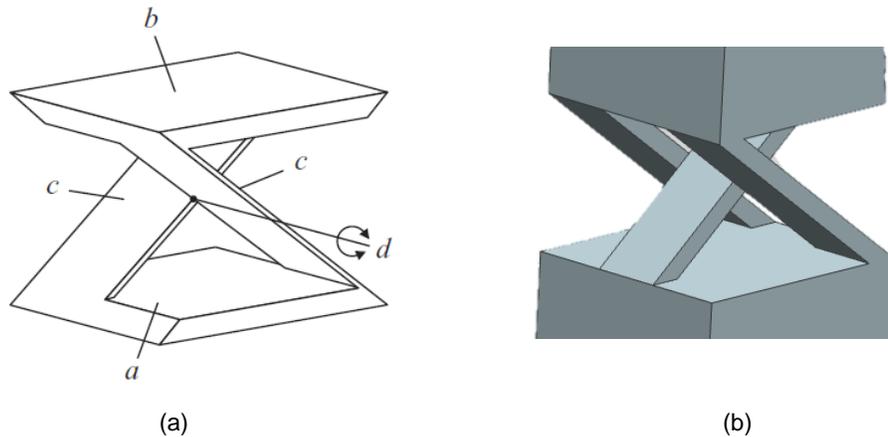


Figura 59. Pivote de flexión de eje transversal (a) [16], pivote de 3 elementos (b).

Siguiendo con el rediseño, en el análisis de conceptos se optó por un sistema de actuación con cables debido a que tiene la mejor puntuación en la matriz de selección (tabla 8), pero al ver el modelo impreso, y buscando posibilidades para accionar el cable genera más complicaciones, entonces se sugiere cambiar la forma de accionar el modelo de la prótesis por la segunda opción que se obtuvo, con un sistema de actuación por barras y el movimiento del muñón del dedo.

En el rediseño del sistema de accionamiento tendrá un balancín que será accionado por el muñón del dedo que oscila hasta un ángulo de amplitud, este sistema sugiere una separación entre una parte flexible, que involucra a las falanges distal y medial, y la otra por la base del dedo, que involucra a la falange proximal, por lo tanto, el nuevo rediseño será el mostrado en la figura 60, que aún no cuenta con el sistema de barras, solo es el plano general del nuevo rediseño.

El material se debe cambiar debido a que el PLA, que, aunque cumple con muchos de los criterios de diseño, no es lo suficiente flexible para realizar un movimiento acorde a lo que se busca, entonces se decide escoger el material obtenido de la matriz de conceptos (tabla 8), el TPU 95A que, si bien tiene una menor puntuación, es una diferencia mínima a la primera escogida.

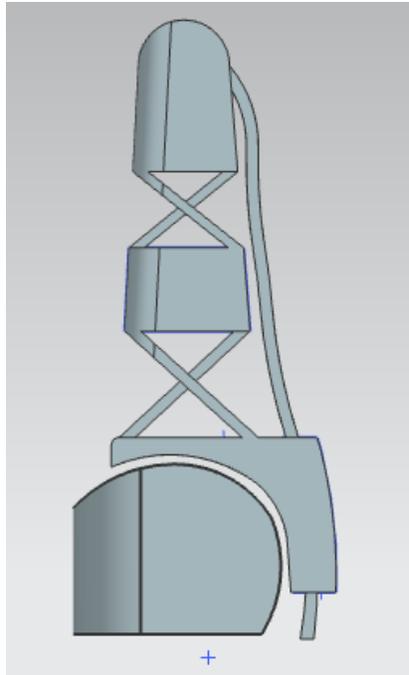


Figura 60. Modelo rediseñado de dedo índice.

Sistema de actuación mecanismo por barras y muñón

Como primer punto se mencionan los conceptos con los que se estará trabajando y para esto primero se definen los principales que son necesarios y que ayudarán a entender de mejor manera el mecanismo estudiado. Para los conceptos dados se consultó el libro de diseño de maquinaria de Robert L. Norton [25] en donde se definen los conceptos de una manera clara.

El mecanismo se puede definir como “Una cadena cinemática en la cual por lo menos un eslabón se ha fijado o sujetado al marco de referencia” [25].

Los grados de libertad (GDL) se definen como el número de entradas que se necesita proporcionar para crear una salida predecible.

El eslabón es un cuerpo rígido que posee por lo menos dos nodos que son puntos de unión con otros eslabones. En este mecanismo se utilizarán eslabones binarios, con dos nodos y los ternarios con 3 nodos. Una junta es una conexión entre dos o más

eslabones en sus nodos, la cual permite algún movimiento, o movimiento potencial, entre los eslabones conectados y que ser rotatoria fija o móvil, cuando la junta tiene 1 GDL se considera junta y cuando tiene 2 GDL se considera semi-junta. La bancada o tierra se define como cualquier eslabón o eslabones que están fijos (inmóviles) con respecto al marco de referencia (fig. 61)

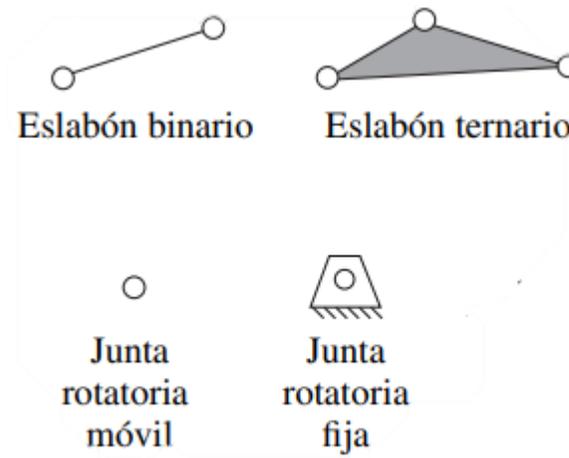


Figura 61. Diagramas de elementos de mecanismos.

Un balancín se define como un eslabón que tiene rotación oscilatoria (de vaivén) y está pivotado a la bancada. La manivela es un eslabón que a diferencia del balancín si realiza una revolución completa y está pivotada a la bancada o tierra. Un acoplador (o biela) como un eslabón que tiene movimiento complejo y no está pivotado a la bancada y que se acopla al balancín o a una manivela.

El siguiente mecanismo definido en la figura 62 está formado por un total de seis eslabones, dos de ellos balancines uno de dos nodos (Q) y uno de tres (N), tres bielas uno de dos nodos (P) y dos de tres nodos (M y O), una bancada o tierra (R). Todos estos elementos están unidos en dos juntas rotatorias fijas (S) y cinco juntas rotatorias móviles (puntos rojos).

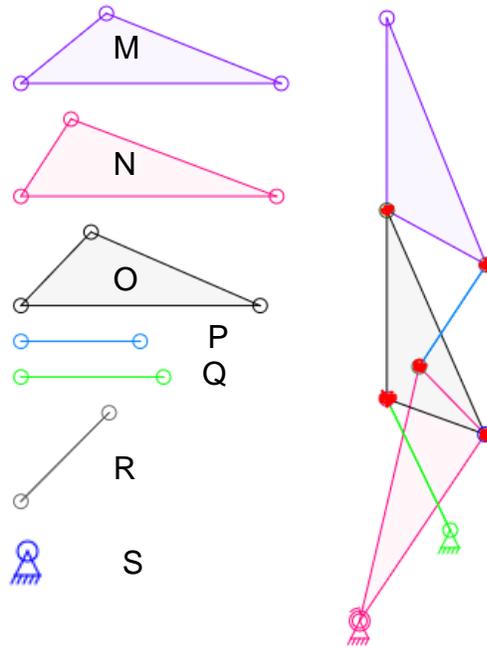


Figura 62. Elementos y mecanismo de estudio.

Para determinar los grados de libertad de este mecanismo se utilizará la ecuación de Gruebler que está dada por:

$$M = 3(L - 1) - 2J_1 - J_2$$

Donde:

M= Grados de libertad

L= número de eslabones

J_1 = Número de juntas

J_2 = Número de semijuntas

De acuerdo con este mecanismo se cuenta con 6 eslabones, 7 juntas y ninguna semijunta, por lo que sustituyendo estos valores en la ecuación queda de la siguiente forma:

$$M = 3(6 - 1) - 2(7) - (0) = 15 - 14 = 1$$

Como primer paso se busca que el mecanismo genere una trayectoria similar a la generada con el dedo mediante el software TRACKER, para esto se realiza una superposición del mecanismo con la trayectoria generada por el dedo humano.

Se observa en la figura 64 al mecanismo de la figura 63 superpuesta al dedo humano asemejarse a la trayectoria, aquí se observan las trayectorias del dedo humano (rojo, azul y amarillo) y las de trayectoria negra generadas por el mecanismo en una posición inicial y una de cierre.

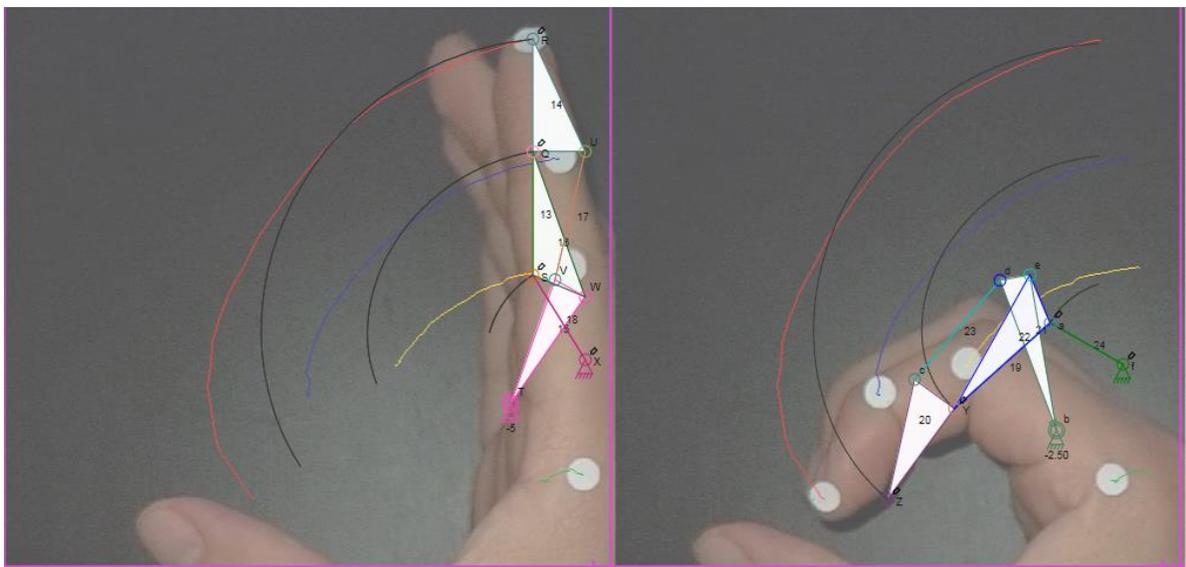
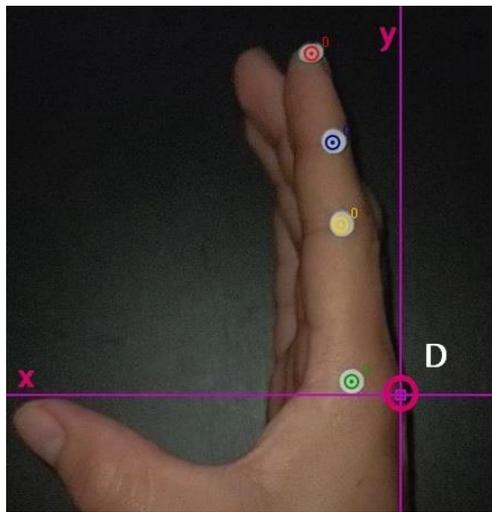


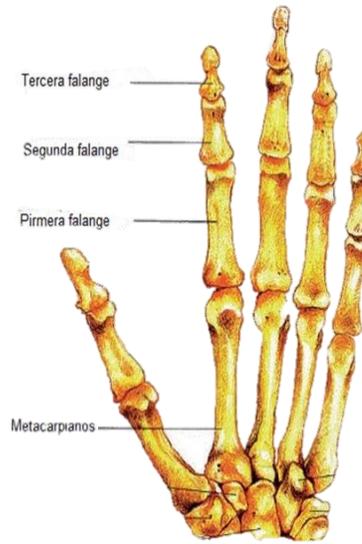
Figura 64. Trayectoria del dedo humano y el mecanismo en apertura y cierre.

En este nuevo diseño, es importante mencionar que el principal actuador del movimiento será el propio muñón y tendrá un movimiento independiente de los demás dedos, por lo que el mecanismo debe reestructurarse.

Como se puede observar en la figura 65 a, se parte de la idea de que el punto de rotación del dedo es el nudillo que se encuentra entre el metacarpiano y la primera falange (fig. 65 b), por lo que se tomará este punto de rotación y a la primera falange amputada la que realizará el movimiento.



(a)



(b)

Figura 65. Dedo humano con punto de flexión D (a), huesos de la mano (b) [3].

Sabiendo lo anterior se obtiene el mecanismo de la figura 66 (b) con base en lo planteado de la figura 66 (a). En el nuevo mecanismo se observa el cambio, donde el eje del balancín se encuentra en el nudillo o punto D y este realiza el mismo movimiento para asemejar la trayectoria planteada para luego generar un primer diseño con este nuevo mecanismo obtenido.

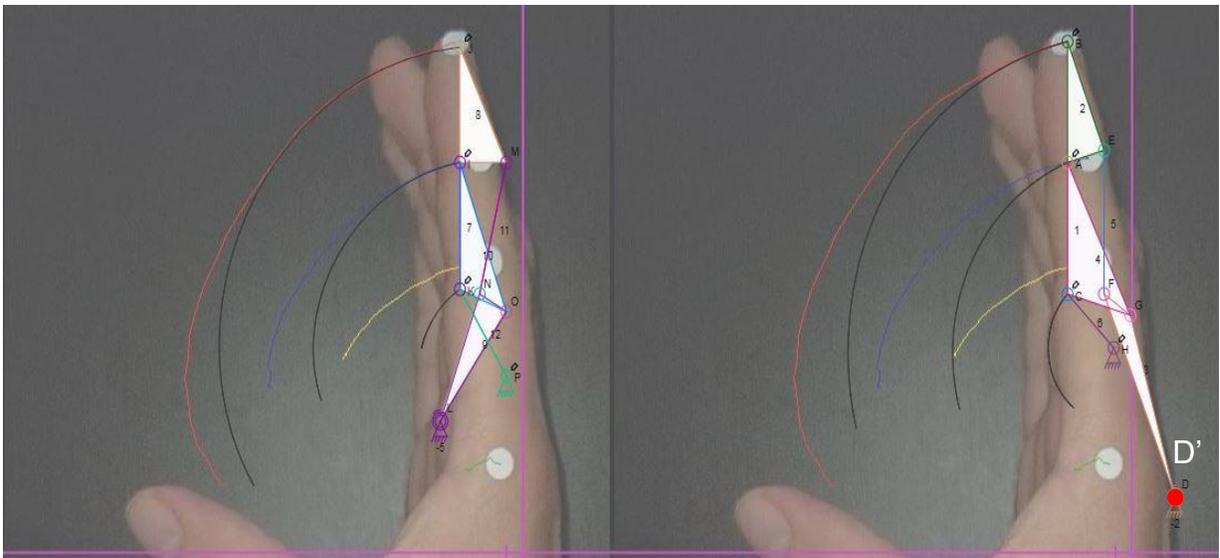


Figura 66. Mecanismo (a), mecanismo con eje en punto D' (b).

Una vez obtenido el primer mecanismo, se sobrepondrá el diseño del mecanismo de la figura 66 (b) en de la figura 60, quedando como la mostrada en la figura 67. Esto para determinar los puntos en donde se pondrán las articulaciones que generen la trayectoria descrita.

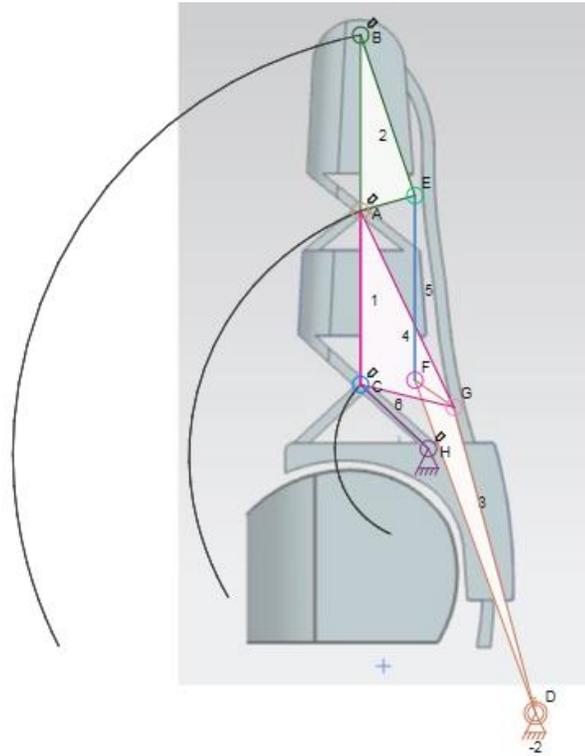


Figura 67. Diseño de dedo con mecanismo de barras.

El nuevo diseño cuenta con una pieza móvil para el muñón, la parte flexible que representa las falanges distal y medial y por último las dos barras 2 y 2' para cada lado que serán las que unirán a la base con la parte flexible (fig. 68).

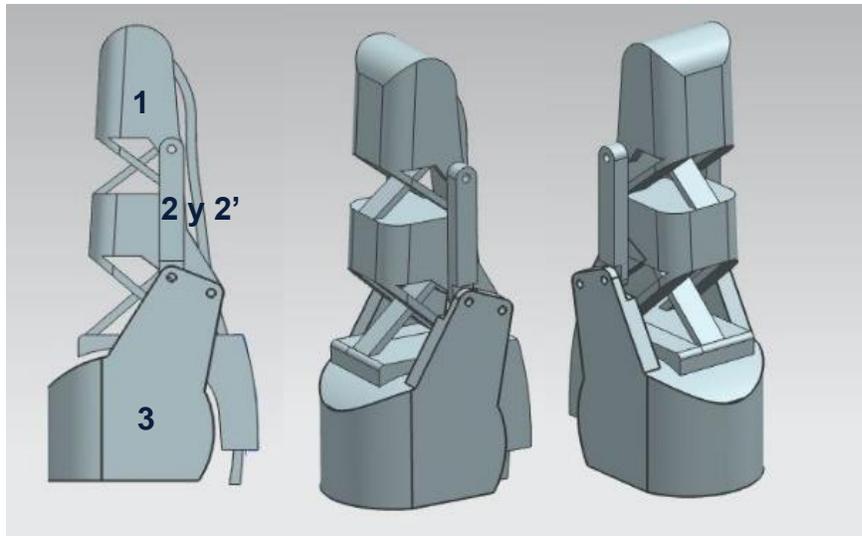


Figura 68. Diseño de dedo adaptado con mecanismo de barras.

Una vez realizada esta la nueva pieza, ahora se procede a generar una nueva simulación para estudiar el comportamiento que tendrá una vez aplicada las fuerzas que generarán el movimiento. En este nuevo diseño, se aplicarán las mismas condiciones y restricciones que en las simulaciones anteriores, solo que ahora se agregan algunas condiciones más que se explicarán a continuación.

Antes de continuar, para fines prácticos se nombrará de la figura 68 a la pieza 1 como “elemento flexible”, ya que es la que es el de mayor flexibilidad, la 2 y 2’ como bielas y la 3 como la “base para muñón”.

Simulación de segundo diseño

En la siguiente simulación en SolidWorks se tiene que hacer un cambio en el diseño de la figura 68, en este caso, aunque los agujeros concentran esfuerzos entre las piezas, no se tomarán en cuenta y solo se unirán las piezas debido al tiempo de compilación que demanda cada simulación y así poder realizar varias simulaciones en caso de algún error. En este diseño se unen las piezas de los eslabones con las de los materiales flexibles y la base, y para simular las juntas es necesario generar una sección de

reducción para simular las juntas, por lo tanto, el modelo para la simulación queda de la siguiente manera (Fig. 69):

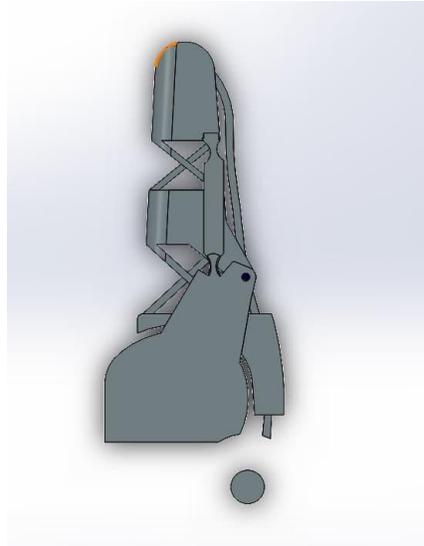


Figura 69. Modelo de una sola pieza para simulación.

En esta nueva simulación (fig. 69) se agregan 3 conjuntos de contacto, el primero es entre la parte flexible con su muelle (fig. 70 a), el segundo entre el muelle y el canal guía (fig. 70 b) y el tercero entre el elemento flexible y la base (fig. 70 c).

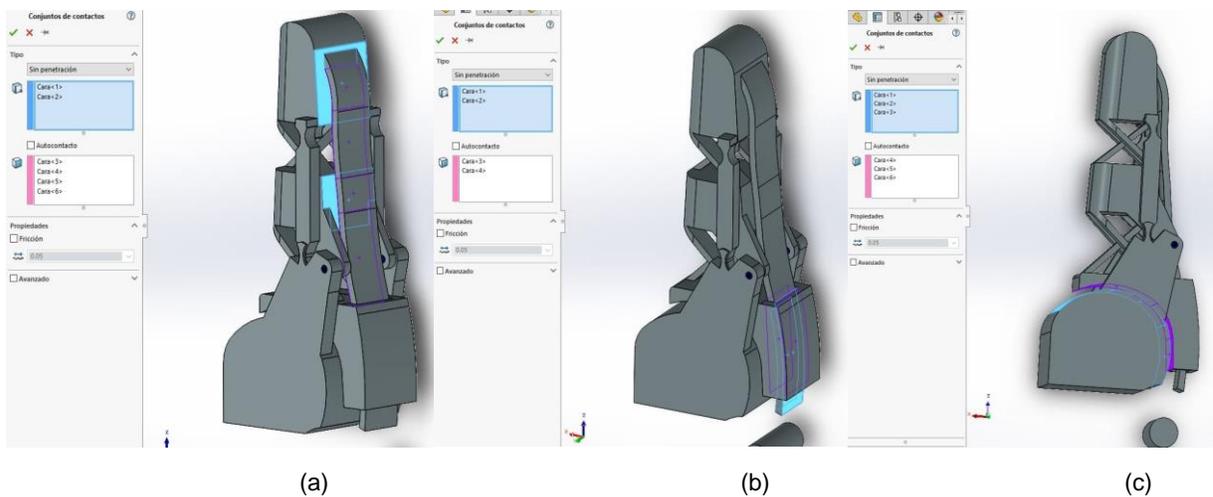


Figura 70. Puntos de contacto para simulación.

Como segundo punto se encuentra la unión entre la base con el elemento flexible que se unen por medio de un pasador en ambos lados (fig. 71).

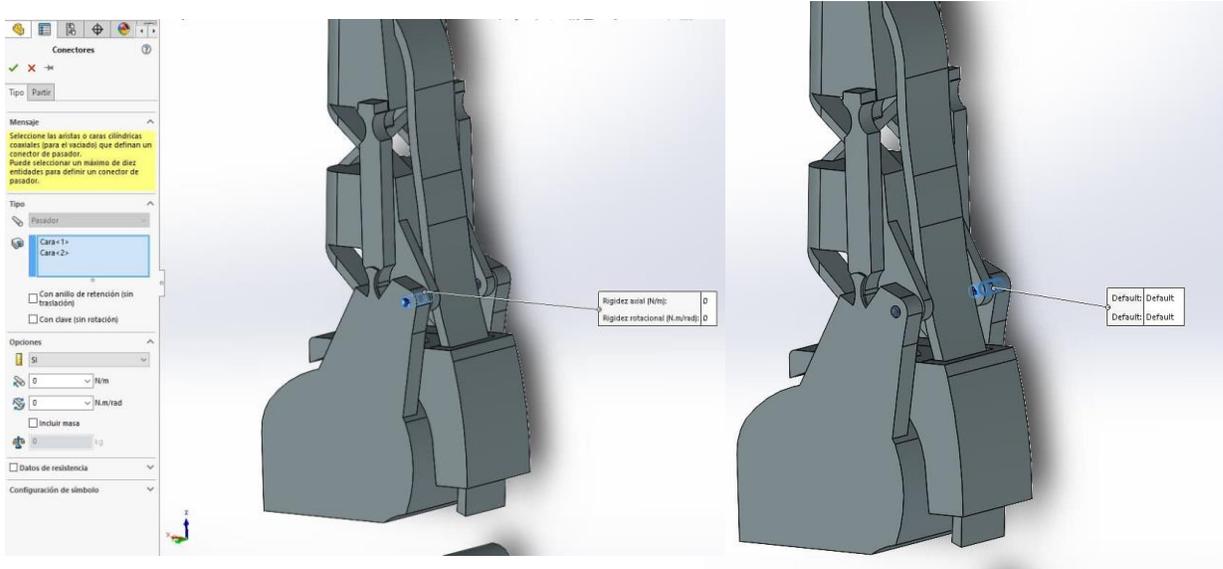


Figura 71. Uniones para simulación de modelo de una pieza.

El siguiente punto se trata de las sujeciones, se crea una sujeción fija para la parte baja del elemento flexible (fig. 72 a) y una bisagra fija entre el eje por el que se moverá toda la base (fig. 72 b).

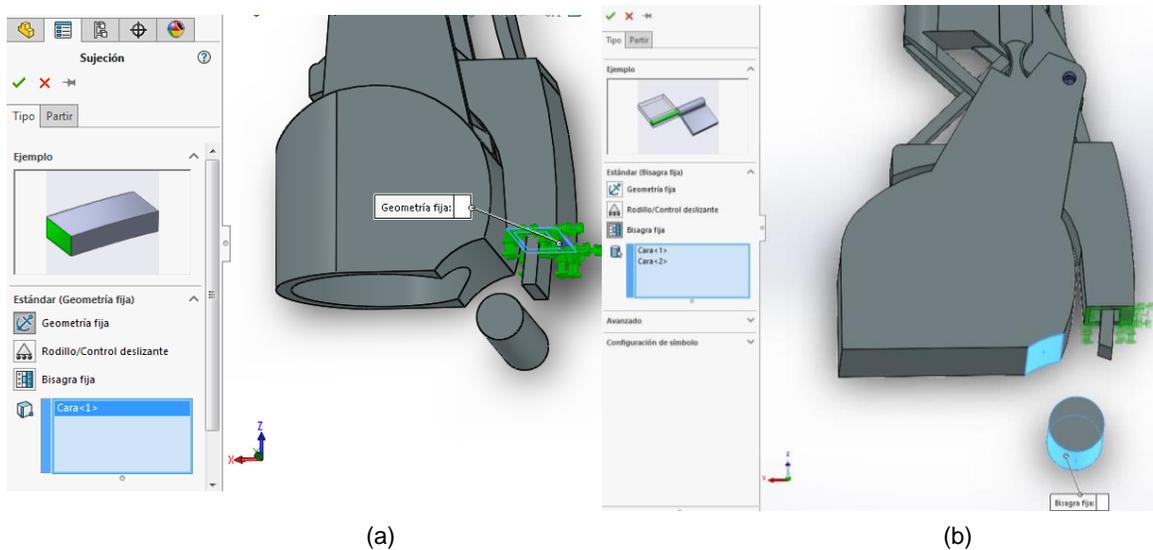


Figura 72. Geometría fija (a), bisagra fija (b).

De igual manera que las simulaciones anteriores, este modelo cuenta con una fuerza que actuará en uno de los lados de la base para generar un movimiento similar al que se simuló mediante el mecanismo propuesto en Linkage (fig. 73 a) y por último un mallado promedio de toda la pieza (fig. 73 b).

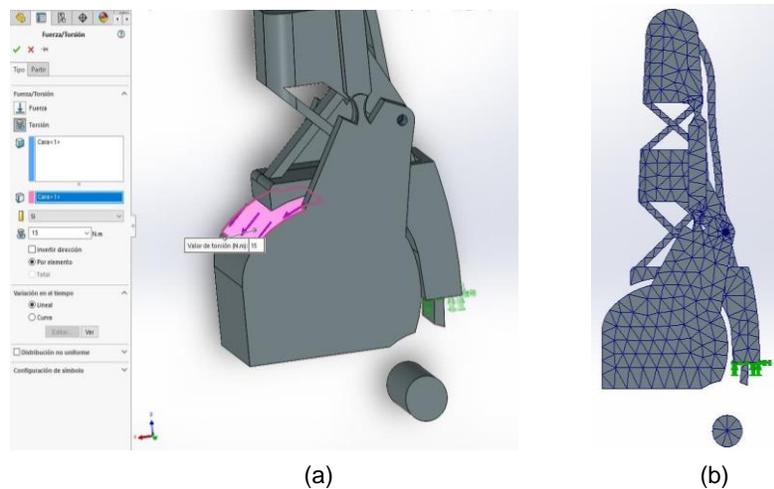


Figura 73. Fuerza en cara de base de muñón (a), mallado de modelo(b).

Ahora se asigna el material, para este caso, debido a que el PLA no cuenta con la suficiente flexibilidad, se procede a asignar como material al TPU 95A a partir de sus propiedades ya obtenidas (fig. 74).

Tipo de modelo: Guardar tipo de modelo en la b

Unidades:

Categoría:

Nombre: Incluir efecto de fluencia

Criterio de fallos predeterminado:

Descripción:

Origen:

Sostenibilidad:

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	78000000	N/m^2
Coefficiente de Poisson	0.3	N/D
Módulo cortante	39000000	N/m^2
Densidad de masa	1000	kg/m^3
Límite de tracción	55000000	N/m^2
Límite de compresión		N/m^2
Límite elástico		N/m^2
Coefficiente de expansión térmica		/K

Figura 74. Propiedades del material TPU 95A.

Los resultados de la simulación (fig. 75) muestran un mejor comportamiento del diseño, en este se puede observar un movimiento más acorde al esperado, aunque el movimiento no es completo, si es mayor, también se puede observar que el material evita cualquier tipo de fractura, pues los niveles de esfuerzos son mínimos y no llega a puntos críticos de acuerdo con el mapa de colores.

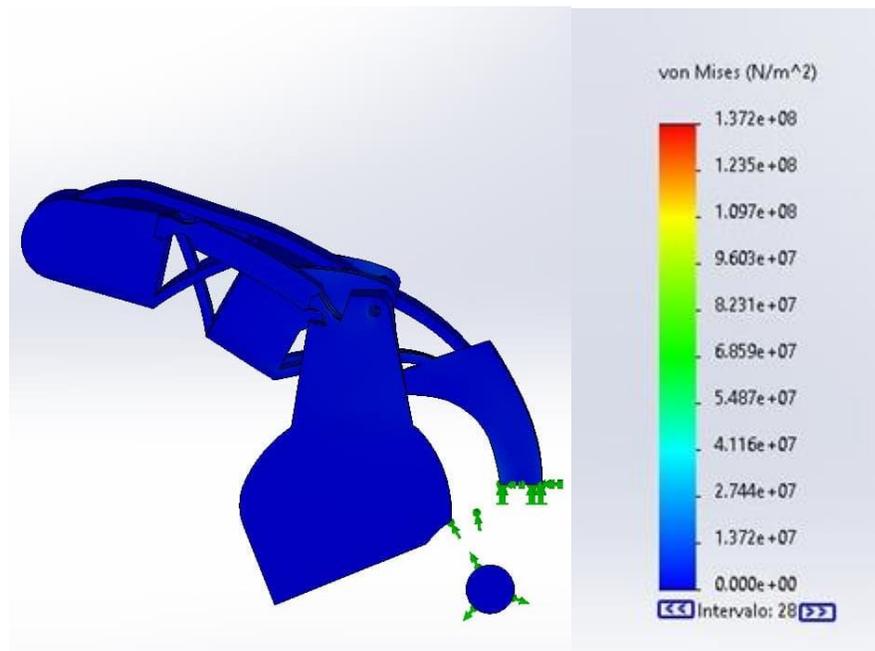


Figura 75. Resultados de la simulación.

Segunda impresión en 3D de modelo

Como se puede observar, el diseño está listo para una nueva impresión, solo que ahora debido a su función, contará con diferentes materiales, como se mencionó anteriormente. En la figura 76 (a) se muestra la pieza flexible, la cual será de TPU 95A con un porcentaje de relleno al 50%, la base y los dos eslabones serán de PLA debido a que se necesita estas piezas rígidas, con un porcentaje de relleno del 70 %, estos porcentajes hacen alusión a la densidad a la que serán impresas las piezas.

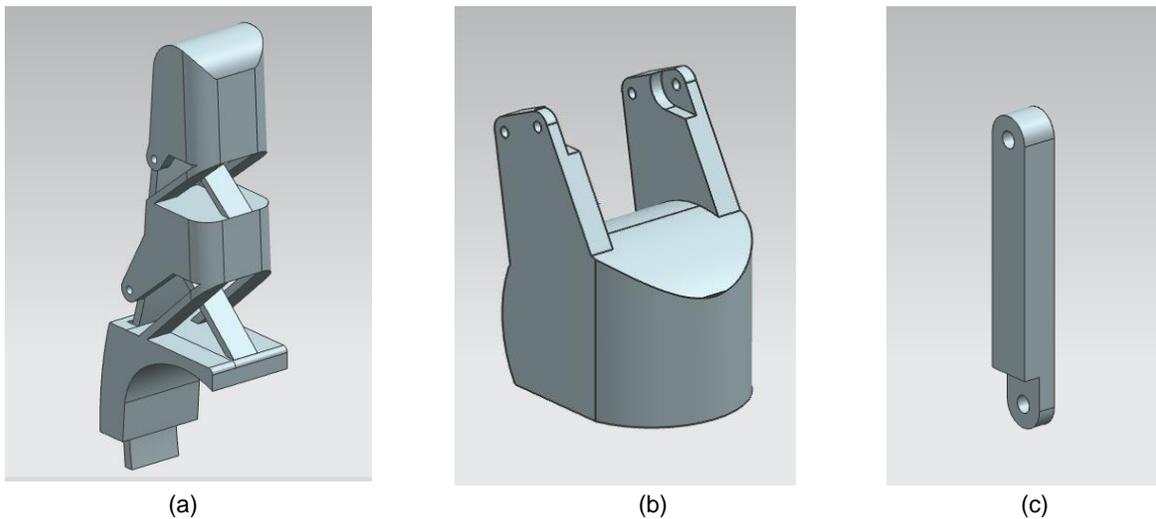


Figura 76. Pieza flexible (a), base para muñón (b), barras para movimiento (c).

Los materiales impresos a continuación son de las dimensiones ya establecidas y una vez limpiadas de exceso de material se procede a armar la prótesis. Se utilizarán 6 tornillos de 4 mm de largo por 1.2 de diámetro para toda la prótesis (fig. 77).

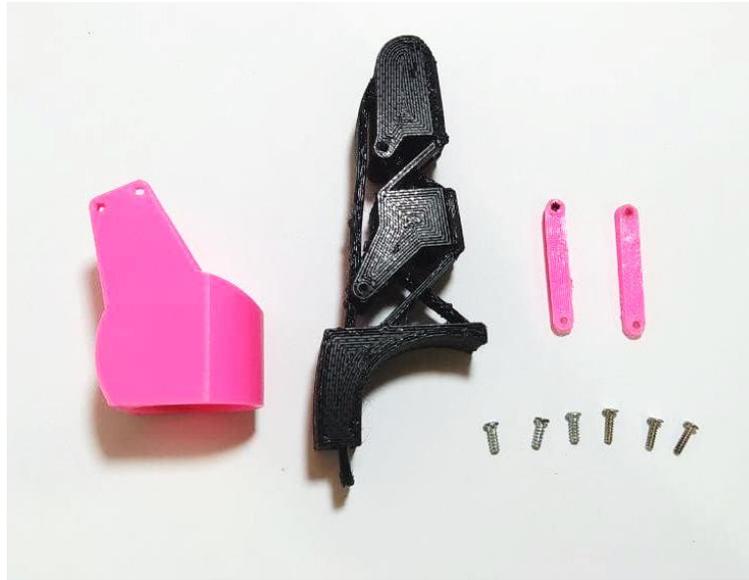


Figura 77. Piezas impresas del modelo.

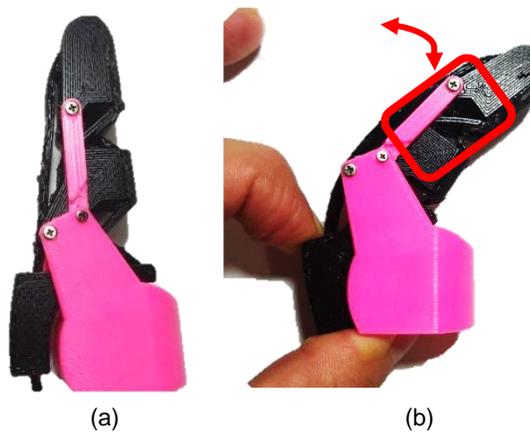


Figura 78. Prototipo abierto (a), prototipo aplicando fuerza para cierre (b).

Se realiza un análisis general de este nuevo prototipo, donde se observa un cambio considerable con respecto a la primera impresión. Los materiales escogidos son más adecuados pues hay una mayor flexión, de igual manera se aprecia que ahora con el movimiento solo de la base que se ajusta al muñón es posible mover las demás partes generando una trayectoria natural (fig. 78).

Aunque de igual manera hubo mejoras en esta impresión, hay ciertas partes que pueden mejorar, a continuación, se describen los principales:

- Buscar el arreglo en el mecanismo para disminuir el esfuerzo al realizar el movimiento, debido a que con este diseño no cierra por completo el dedo protésico.
- Agregar un eslabón más en la zona entre la falange distal y medial de la prótesis (fig. 78 b) pues tiende a doblarse una vez que se le aplican las fuerzas. Para mejorar esto, se piensa en una extensión de las barras de unión entre el elemento flexible y la base y más adelante se mostrará.
- De igual manera es necesario reforzar o agregar material a las zonas de las juntas con los tornillos, ya que como se puede observar en este diseño hubo una fractura de la pieza (fig. 79).

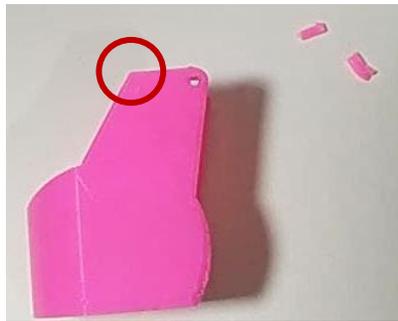


Figura 79. Base de dedo con fractura.

Segundo rediseño del modelo

Con el mecanismo antes creado, ahora se busca obtener un movimiento más amplio con un menor esfuerzo en el muñón del dedo. Para esto se ajusta el mecanismo de la figura 80 a uno nuevo.

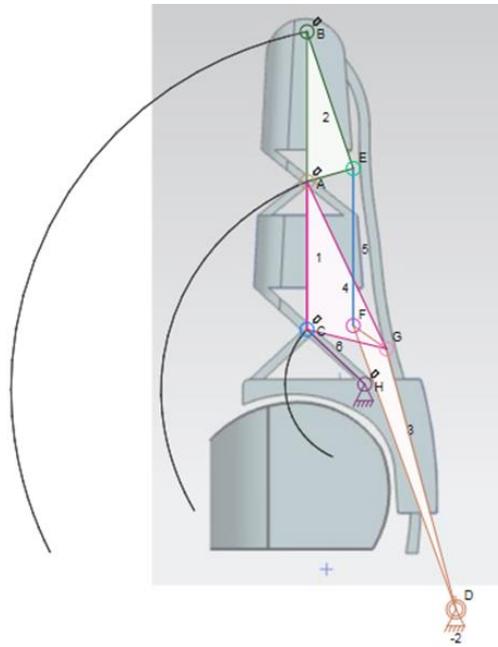
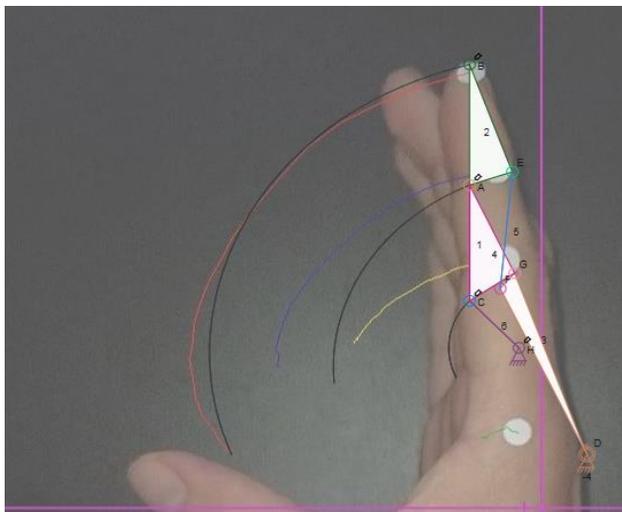
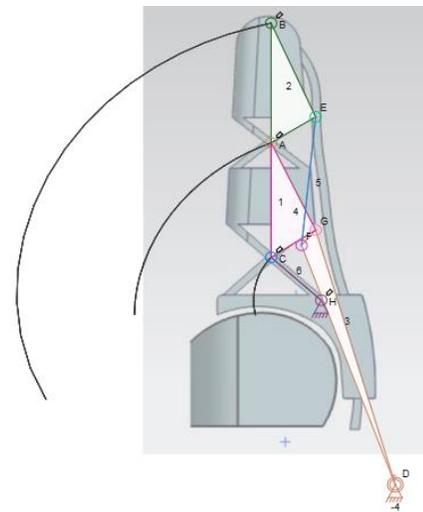


Figura 80. Diseño de dedo con mecanismo de barras.

El mecanismo tiene nuevos ajustes y observando cómo se adapta mejor a la trayectoria del dedo humano (fig. 81 a), por lo que, siguiendo los mismos pasos crear el modelo, se procede a crear las juntas físicas en el modelo simple para después realizar el proceso de simulación y con resultados admisibles una nueva impresión 3D (fig. 81 b).



(a)



(b)

Figura 81. Mecanismo en dedo humano (a), mecanismo para diseño (b).

En el rediseño se incluyeron los siguientes cambios, un alargamiento del tendón para una mejor flexibilidad (flecha roja), una extensión en las barras de movimiento (flecha verde) y las nuevas juntas ya mencionadas (círculos rojos) (fig. 82).

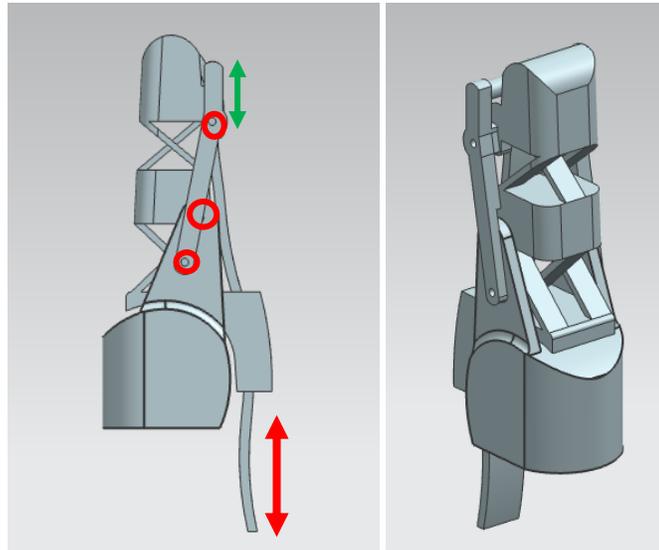


Figura 82. Rediseño de modelo de dedo.

Con estos nuevos cambios, se procede a una nueva simulación, y que para mejorar los tiempos de simulación se unirán algunos elementos en una sola pieza y se quitarán los elementos de la flecha verde de la figura 82 a, ya que no es necesario para la simulación de movimiento de cierre.

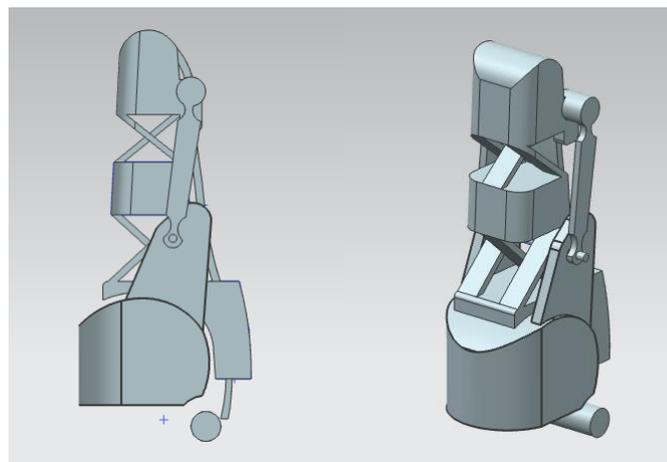


Figura 83. Modelo para simulación

La pieza para simulación quedará de la siguiente forma (fig. 83) donde se unen elementos a fin de disminuir los tiempos de compilación del programa. Para este nuevo diseño la simulación se contará con los mismos parámetros que se mencionan en la simulación de segundo diseño, por lo que una vez hecho esto, se procede a obtener la simulación y los resultados de este nuevo diseño.

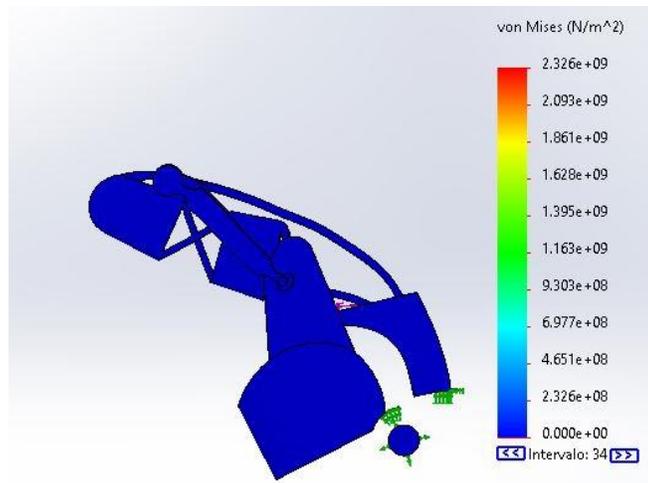


Figura 84. Simulación de tercer diseño.

Se puede observar en este tercer análisis (fig. 84), el arreglo hecho no generó una concentración de esfuerzos considerable como se muestra en la tabla de colores, pues los valores de esfuerzos generados no superan a los del material, de tal manera que todo el diseño puede funcionar sin riesgo de alguna fractura, además el movimiento descrito mejora significativamente al último realizado.

Tercera impresión en 3D de modelo

Una vez comprobada la simulación, ahora es momento de realizar una nueva impresión en 3D, pero antes de continuar se agrega un nuevo elemento que será el encargado de mantener fija la estructura del dedo y se unirá en un extremo mediante 2 tornillos a la parte trasera del canal del tendón y al otro con la muñeca de la mano, como se muestra en la figura 85.

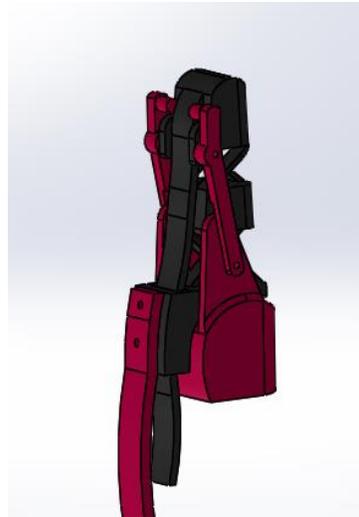


Figura 85. Modelo con elemento fijo.

Ahora se muestra el modelo completo antes de ser impreso con los materiales ya definidos para una mejor visualización de todo el modelo (fig. 86).



Figura 86. Modelo de prótesis completa.

Armado de prototipo de elementos 3D

Los elementos que se necesitan para el armado de un prototipo funcional se pensaron con base en las impresiones antes realizadas, ahora se procede a realizar el armado y colocación en el modelo de la mano de caucho antes mencionada, para esto se ocuparon los siguientes materiales (fig. 87):

- 1 correa de reloj (preferentemente piel) (1)
- 4 tornillos de 7 [mm]. (2)
- 1 elemento flexible impreso en TPU95A (3)
- 2 barras de PLA (4)
- 1 pieza base de muñón impresa en 3D de PLA (5)
- 4 topes pequeños para las barras (6)
- 2 barras de acero de 1" aprox. (7)
- 1 pieza de papel foamy (8)
- 1 estructura de PLA para fijar prototipo (9)
- Cinta doble cara



Figura 87. Piezas para armado de prototipo.

En el armado de la prótesis se necesitó solo un desarmador de cruz de 00x2'', y se obtuvo el prototipo de diferentes ángulos (fig. 88) colocado en el modelo de la mano de silicón. Este modelo ahora se somete a pruebas de fuerza para determinar su funcionalidad.



Figura 88. Prototipo solo y colocado en modelo de mano en diferentes vistas.

Estimación de costos

Al inicio se mencionó que uno de los objetivos iniciales es que el precio de manufactura debía ser mucho menor a las prótesis en el mercado, para eso se presenta la tabla 10, en esta se muestra los costos aproximados de cada pieza y en el caso de las piezas que fueron realizadas en impresora 3D también los tiempos de manufactura (tabla 10).

Tabla 10. Estimación de costos.

ESTIMACIÓN DE COSTOS PRÓTESIS DE DEDO ÍNDICE				
Partes	Precio Unitario [\$]	Cantidad[U]	Precio con cantidades [\$]	Tiempo de impresión[Hrs]
Elemento flexible	\$ 80.00	1	\$ 80.00	3.5
Barra/Eslabón	\$ 15.00	2	\$ 30.00	2
Base móvil	\$ 40.00	1	\$ 40.00	3
Estructura fija	\$ 30.00	1	\$ 30.00	2.25
Pulcera	\$ 30.00	1	\$ 30.00	N/A
Tornillos	\$ 2.00	4	\$ 8.00	N/A
Barra cilíndrica	\$ 5.00	2	\$ 10.00	N/A
Costo por ingeniería	\$ 300.00		\$ 300.00	1
			Tiempo aproximado	11.75
			Precio total	\$ 528.00

Como se puede observar el precio aproximado total es de \$528.00 incluyendo el costo por armado y con un tiempo de fabricación menor a 12 horas, que, si bien es un precio y un tiempo de fabricación muy bajo, puede reducirse el tiempo y costo utilizando otras técnicas de manufactura para su producción.

PRUEBAS DEL PROTOTIPO Y RESULTADOS

Para conocer la eficiencia del prototipo es necesario realizar pruebas que determinen cómo se comporta, tomando como referencia un dedo humano. En las pruebas siguientes se tomaron datos obtenidos de diferentes fuentes para conocer los niveles de fuerza que se han registrado para movimientos y fuerzas.

Debido a la variedad de movimientos y posiciones que la mano puede generar (fig. 89) se toman los más importantes, en este caso serán las fuerzas de agarre y las de pinzas y el análisis de movimiento generado con las fuerzas de agarre las cuales se explican más adelante.



Figura 89. Posiciones de la mano [27].

Prueba de movimiento

Como se mencionó al inicio de este documento, uno de los principales objetivos es generar un movimiento similar al dedo humano estudiado con el software TRACKER [22], por lo que se procede a realizar un nuevo estudio en el software con nuevos puntos de interés en el prototipo, de igual manera, en las zonas de articulación (fig. 90), de la misma forma que se realizó con el dedo humano para conocer la similitud entre ambas.

Para esto, se colocaron nuevos puntos blancos en el prototipo, A', B', C' y D', que son en las mismas zonas que el primer video generado. Se colocó un punto en la punta del dedo prostético (A'), uno la primera articulación (B'), otro en la segunda articulación (C') y la última en la base de esta (D').

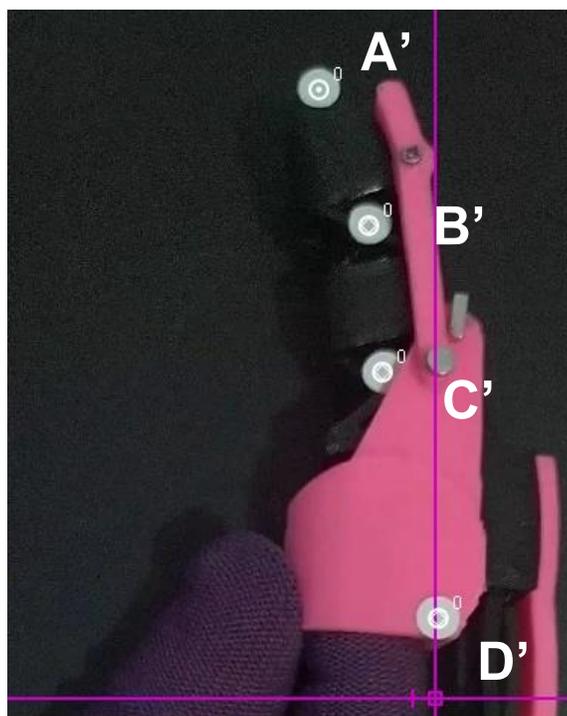


Figura 90. Estudio de movimiento de prótesis.

Resultados

Una vez que se generaron las trayectorias, se resaltó de color blanco las trayectorias del prototipo y se comparó con las trayectorias generadas por el dedo humano, mostrado de colores diferentes al blanco quedando de la siguiente manera (fig. 91).

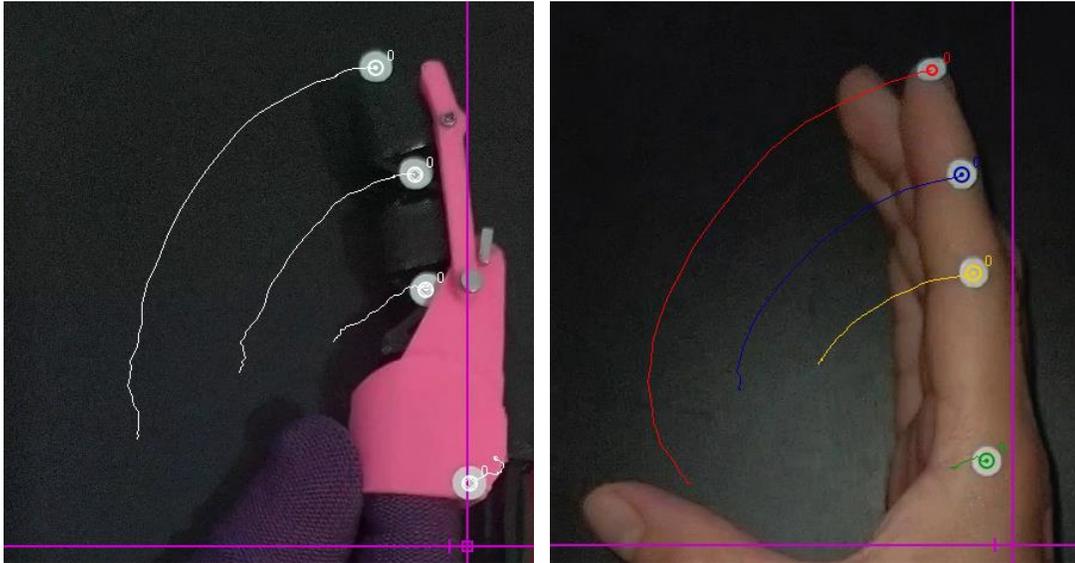


Figura 91. Trayectorias generadas por prototipo (a), trayectorias generadas por dedo humano (b).

Al sobreponer la trayectoria del prototipo contra la del dedo humano se observó, en la figura 92, la comparación entre ambas trayectorias, en el punto A una similitud muy aproximada con la trayectoria, mientras que en el punto B y C no fue igual, pero si se asemejó en una mayor medida, y aunque en el punto D no hubo semejanza debido al tamaño del prototipo, en las primeras se lograron trayectorias similares. Estos resultados se pueden apreciar en las gráficas mostradas en las figuras 94 a 96 que se mostrarán más adelante.

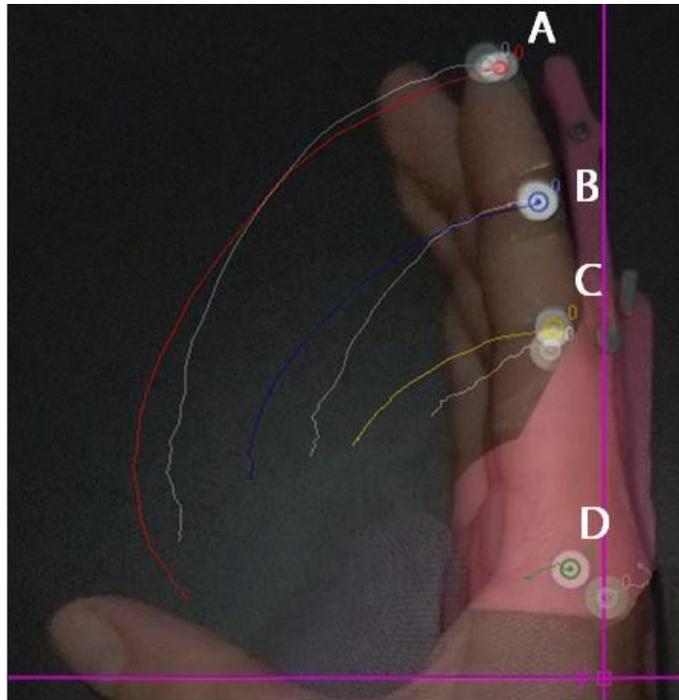
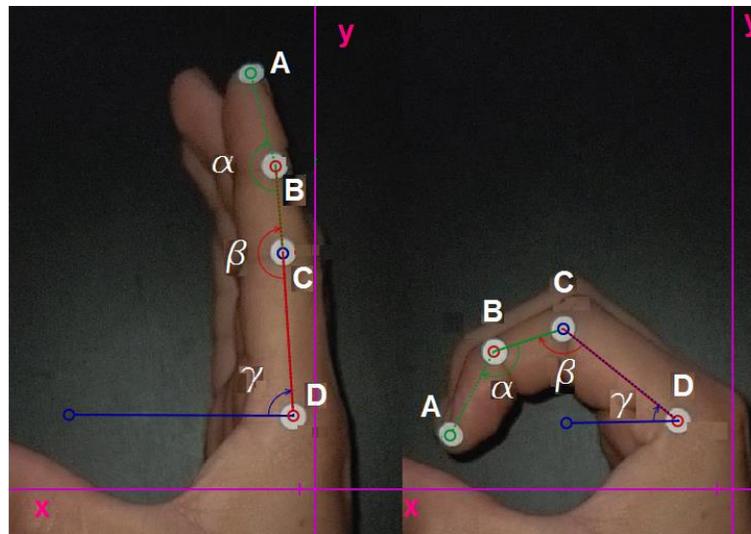


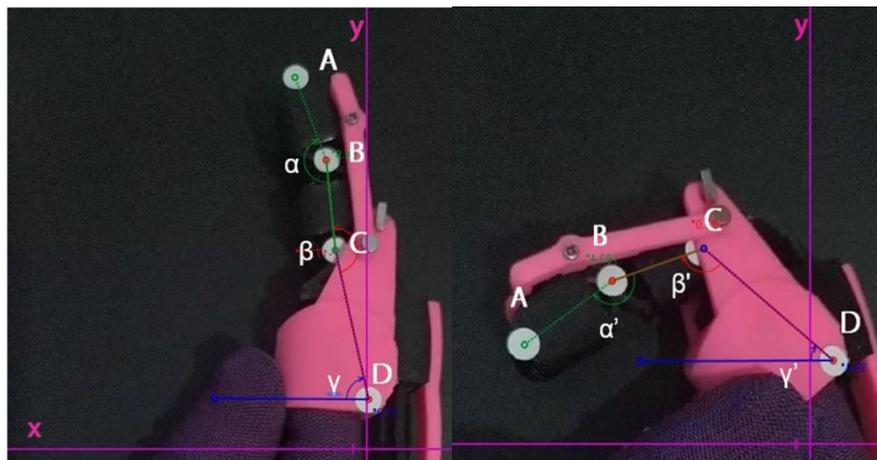
Figura 92. Sobreposición de trayectoria entre dedo humano y prototipo.

De igual manera se realizó el análisis de los ángulos aproximados que se registraron en el cierre del prototipo, contra los que se habían obtenido en un inicio en el cierre del dedo humano, por lo que se pudo observar lo siguiente (fig. 93), para este nuevo resultado se siguió el mismo proceso descrito en el análisis del dedo en el capítulo IV.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 93. Ángulos de dedo humano (a, b), ángulos de prótesis (c, d).

Para comparar los ángulos de cierre de mejor manera se realizó el análisis entre los puntos A y C (fig. 94), B y D (fig. 95) y C y la horizontal (fig. 96) del dedo humano y la prótesis, además de la tabla 11 para determinar el porcentaje de cierre entre el dedo y la prótesis en el que se hizo la comparación entre los ángulos obtenidos del dedo humano y los obtenidos en la prótesis, se hace el análisis para determinar el porcentaje de cierre entre cada ángulo (fig. 93).

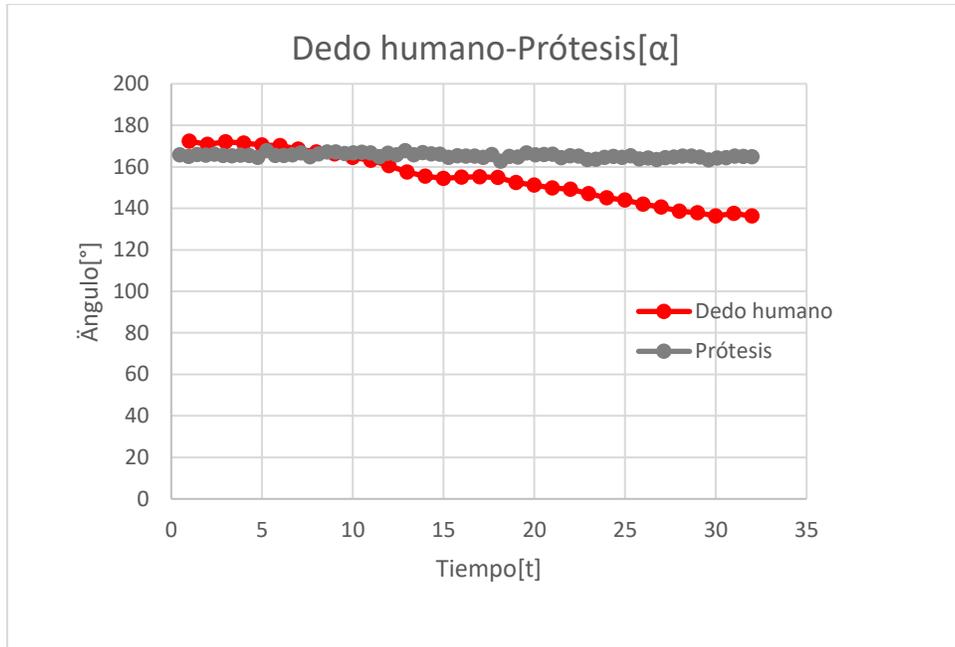


Figura 94. Ángulo entre los puntos A, B, C.

La figura 94 muestra la comparación entre el ángulo del dedo humano con la de la prótesis (α), donde aquí la prótesis mantiene el ángulo en el transcurso del tiempo, por lo que es necesario mejorar el diseño de la prótesis en este punto.

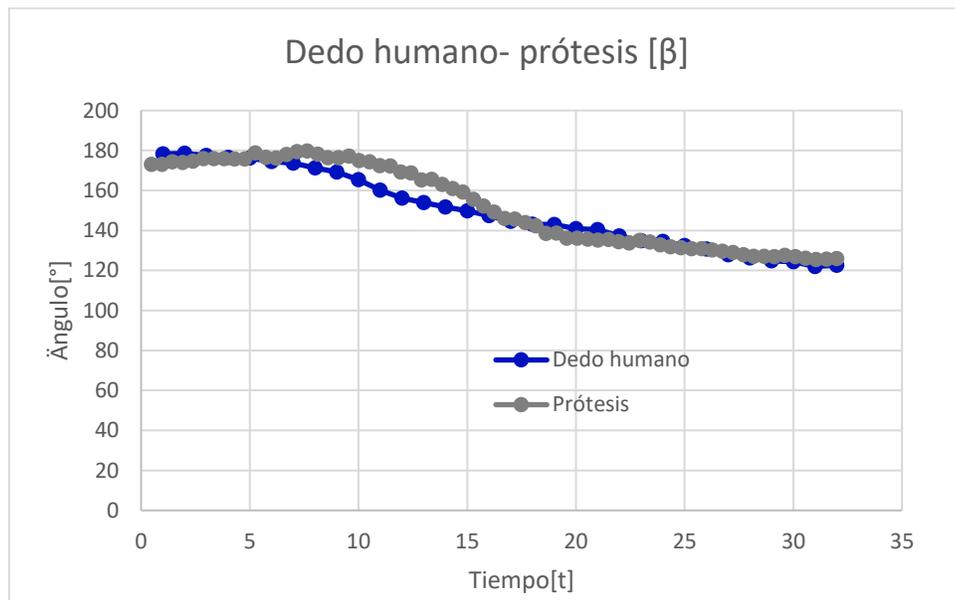


Figura 95. Ángulo entre los puntos B, C, D.

En la figura 95, el ángulo β de la prótesis logró mejores resultados, pues como se puede observar en el transcurso del tiempo el ángulo de cierre fue muy similar, con lo que se verá el análisis en la tabla 11.

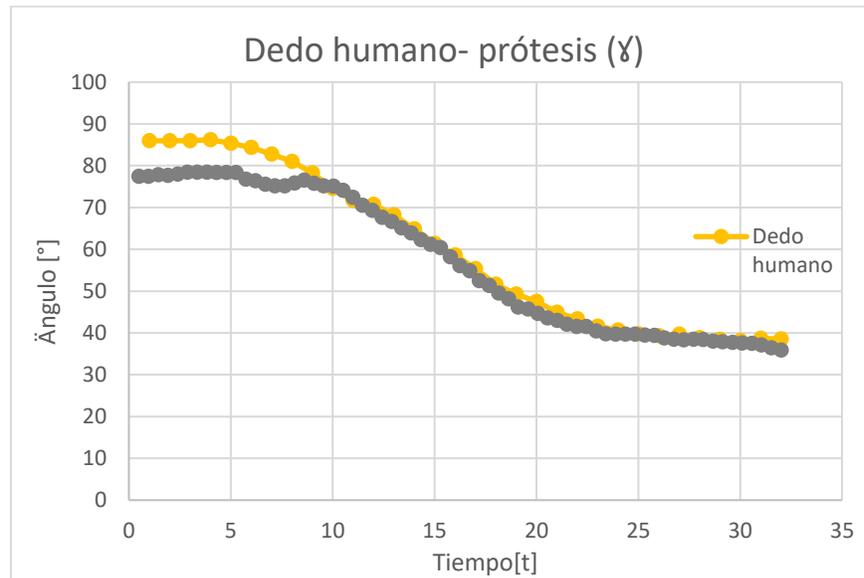


Figura 96. Ángulo entre los puntos C, D y la horizontal.

Para terminar con los tres ángulos, el ángulo γ mostrado en la figura 96 se muestra de mejor manera en ángulo entre la prótesis y el dedo humano en el tiempo t por lo que en esta sección se logró simular muy bien el ángulo de cierre.

A continuación, se muestra la tabla 11, donde para el caso del ángulo α del dedo el porcentaje de cierre es de 21% mientras que el de la prótesis es solo de 1%, este el de menor cierre, pero para el ángulo de β del dedo es de 31% y el de la prótesis es de 34% que es muy similar, al igual que el de γ del dedo es de 54%, mientras que el de la prótesis es de 55% de igual manera es mayor el cierre, aunque prácticamente el mismo.

Tabla 11. Ángulos entre dedo y prótesis.

Ángulo	Dedo humano			Prótesis		
	Abierto[°]	Cerrado [°]	% De cierre	Abierto[°]	Cerrado[°]	% De cierre
α	170.4	135.3	21%	164.9	163.4	1%
β	178.6	123.2	31%	186.8	123	34%
γ	86	39.7	54%	77	34.9	55%

Observando estos resultados, se puede concluir que para los ángulos β y γ el movimiento de cierre es el mismo, el ángulo α puede ser mejorado, aunque para este primer diseño, se cumplió con un movimiento muy similar.

Prueba de fuerza de agarre

La fuerza de agarre es la fuerza que se genera al intervenir los dedos con la palma de las manos principalmente para tomar objetos pesados o voluminosos, por ejemplo, agarrar una botella, un mazo o el volante de un automóvil, y que al realizar este movimiento involucra toda la mano, en este caso los dedos que realizan el mayor esfuerzo serán los dedos pulgares, índice, medio y anular.

De acuerdo con el estudio realizado por la Universidad Industrial de Santander sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo [28], para determinar este tipo de fuerzas se utiliza un dispositivo similar al dinamómetro de mano de Jamar, solo que con resortes independientes para cada dedo (fig. 97).

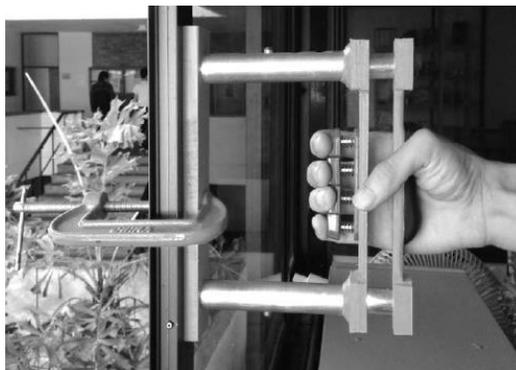


Figura 97. Dispositivo para medir fuerzas de cierre [28].

El estudio de la Universidad de Santander tomó a 30 personas entre hombres y mujeres de entre 18 y 30 años para encontrar las fuerzas máximas ejercidas por cada dedo. Se encontró que la fuerza máxima del dedo índice es de 1.69 [kgf] promedio con una desviación estándar de 0.87 [kgf] equivalentes a 16.57 [N] (fig. 98).

Tabla 1. Medias y desviaciones de la FMV en Kg-f ejercida por cada dedo

	Dedos			
	Media \pm SD (min-max)			
	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Todos (n=30)	1,69 \pm 0,87 (0,23-3,41)	2,15 \pm 1,12 (0,52-5,00)	3,16 \pm 1,47 (1,13-7,79)	1,35 \pm 1,07 (0,08-4,50)
Mujeres (n=15)	1,62 \pm 0,98 (0,23-3,41)	1,73 \pm 0,86 (0,52-3,71)	2,75 \pm 1,20 (1,13-4,82)	1,14 \pm 0,77 (0,08-3,41)
Hombres (n=15)	1,77 \pm 0,76 (0,81-3,09)	2,59 \pm 1,20 (1,07-5,00)	3,57 \pm 1,63 (2,04-7,79)	1,53 \pm 1,28 (0,24-4,50)

Figura 98. Medias y desviaciones de la Fuerza Máxima Voluntaria en Kg-F ejercida por cada dedo [28].

Un punto por aclarar es que debido a que hay muchos factores que determinan la fuerza en cada persona, como la edad, el género, la postura, la mano dominante, condición física y con y sin guantes, entre otras, en este estudio se nos enfocaremos en determinar la fuerza que se le puede aplicar a la prótesis antes de que esta falle, a esto nos referimos cuando se ha alcanzado un límite de movimiento o se deforme en algún punto.

Para la siguiente prueba se tomó un dinamómetro de Newton de 5[N], previamente calibrado fijo de manera horizontal en el gancho superior y suelto en el gancho inferior, que tomó la fuerza al cerrar la prótesis en su punto de fallo (fig. 99). En este análisis el resorte del dinamómetro fue estirado y no comprimido como en el estudio mencionado. En este tipo de prueba se realizaron 5 iteraciones para obtener un valor promedio.



Figura 99. Prototipo de dedo para lectura de dinamómetro.

Resultados

Los datos de la tabla 12 muestran el valor obtenido en cada prueba, y se tiene un valor promedio de 2.76 [N] y una desviación o incertidumbre (ds) de ± 0.167 [N] y comparados con el estudio realizado de 16.5789 [N] hay una diferencia de 13.8189 [N], equivalente a un 16.64 % de la fuerza máxima del estudio, tomando en cuenta que el estudio lo realizaron jóvenes de entre 18 y 30 años.

Tabla 12. Valores de estiramiento de dinamómetro.

Iteración	Fuerza [N]
1	2.8
2	2.6
3	2.8
4	3
5	2.6
Promedio	2.76
ds	0.17

Prueba de fuerza de pinzas

La fuerza de pinzas, como generalmente se conoce, es la fuerza que involucra solo al dedo pulgar e índice y utiliza en mayor parte a las falanges distales y exige menor fuerza para el agarre, por ejemplo, tomar una moneda, agarrar un huevo, apretar un teclado, utilizar tijeras, entre muchas otras.

Debido a que este tipo de fuerza varía mucho dependiendo del objeto que se tome, no existen demasiadas referencias en la literatura que analicen el funcionamiento y las fuerzas ejercidas, por lo que, en este caso, lo que se hará será realizar solo la medición de la fuerza que ejerce esta prótesis.

Para esto se utiliza un sensor de fuerza resistivo, el cual se asemeja a un medidor de pinzas Jamar. El medidor de Jamar se compone de un mecanismo que registra con una aguja en una carátula los valores de fuerza, lo que registra esta al presionar el botón (fig. 100).



Figura 100. Instrumento para medir fuerzas de pinzas [29]

Los resultados mostrados a continuación se obtienen al ejercer el cierre entre la prótesis fija y una superficie plana con un sensor de fuerza resistivo colocado entre ambos, lo que equivale al funcionamiento de un medidor de pinzas Jamar (fig. 101).

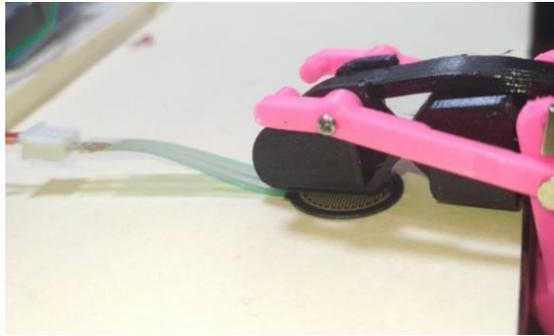


Figura 101. Prueba de fuerza de pinzas en prototipo.

Los resultados obtenidos fueron registrados con el sensor circular de fuerza resistivo 0.6'' de 10 [Kg] previamente calibrado, conectado a un circuito en Arduino Uno [30] [ver Anexo B] y así obtener los resultados esperados. Para esto se colocó el sensor cerca de un filo y en un lado se colocó el prototipo y se procedió realizar el movimiento de cierre con la fuerza máxima posible para poder obtener los resultados (fig. 101).

Resultados

Con los datos obtenidos en gramos de la tabla 13, se pudo obtener su equivalente en Newtons y un promedio de 3.1941 [N], de igual manera su desviación (ds) de ± 0.40 . Se entiende con esto que la fuerza de pinzas de este prototipo es mayor a la de cierre, con una diferencia de 0.434 [N]. Debido a que en este tipo de fuerzas hay estudios de fuerza máxima, se toma el estudio anterior, en el cual se obtuvo una fuerza de 16.5789 [N], por lo que el valor obtenido aquí equivale a un 19 % de la fuerza máxima.

Tabla 13. Resultados de fuerza en sensor.

Iteración	Fuerza (g)	Fuerza [N]
1	338	3.32
2	333	3.27
3	333	3.27
4	257	2.52
5	367	3.6

Promedio	3.196
ds	0.40

CONCLUSIONES

De este proyecto se puede concluir que: se obtuvo un prototipo funcional de un dedo índice que como se mencionó anteriormente cumple con el movimiento del dedo estudiado, genera fuerzas de un 20% de las que se lograrían con dedo completo y sano, lo que es aceptable para un primer diseño y cuenta con una estética relativamente buena, que, aunque no era un criterio principal cumple con ésta.

De igual forma, se logró crear un prototipo económico para la población mexicana que pudiera cumplir con las funciones por lo menos básicas de un dedo humano y que comparado con las prótesis realizadas en el extranjero tiene un precio más accesible tomando en cuenta la económica mexicana.

Se pudo comprobar que el precio aproximado de manufactura fue de \$228.00 mexicanos el cual equivale a \$11.4 dólares hoy en día, que es un 94% más barata comparada a la prótesis más funcional del mercado de \$2000.00 dólares. Además de que es fácil de manufacturar con una impresora 3D y su tiempo de fabricación es menor a 12 horas y el tiempo de armado es de aproximadamente 5 minutos.

Uno de los puntos importantes a mencionar es que de igual manera se logró realizar una prótesis totalmente mecánica que puede ser usada sin necesidad de mecanismos externos (baterías, compresores, etc.); lo que, en sí, reduce mucho los costos de fabricación sin aumentar los precios de manufactura.

Se obtuvieron materiales de bajo costo y de buenas propiedades mecánicas para la prótesis y en específico para generar un mecanismo flexible en por lo menos dos de las falanges, logrando así disminuir la complejidad del mecanismo propuesto en con el programa de Linkage.

TRABAJO A FUTURO

La prótesis realizada es una base fundamental para proyectos similares, pues cuenta con una funcionalidad muy buena con un presupuesto muy bajo, y que puede ser rediseñada para lograr una prótesis más estética y con fuerzas de cierre mayores capaces de aumentar los porcentajes de fuerzas con menor trabajo.

Se piensa, de igual forma, mejorar el diseño del mecanismo de barras, para mejorar los ángulos de cierre con un menor esfuerzo, también buscar materiales que cuenten con las propiedades requeridas para mejorar la ergonomía en el uso constante de la prótesis.

Se espera que este proyecto pueda ser adaptado a los dedos medio, anular y meñique, ya que comparten estructuras similares, y adaptarlos dependiendo de su funcionalidad. De igual manera se piensa buscar procesos de manufactura como la inyección de plástico por moldeo principalmente para el elemento flexible y con esto reducir los tiempos y costos de manufactura.

REFERENCIAS

- [1] BBC News Mundo. (28 de febrero de 2014). *Las increíbles extremidades del ser humano: manos y pies*. <https://cutt.ly/Hgk4Bay>.
- [2] Michel Rollock, C. C. (2015). *Incidencia de las lesiones traumáticas de la mano y la muñeca de origen laboral: estudio de calidad de vida*. [Tesis Doctoral, Universidad de Cantabria]. <https://cutt.ly/agk4Myn>.
- [3] Borja de la Cruz, López, P., Martín, A. y Tawil, E. (2010). *Huesos de la muñeca, mano y dedos: Origen, Inserción y Acción*. <https://cutt.ly/cgk7c11>.
- [4] Borja de la Cruz, López, P., Martín, A. y Tawil, E. (2010). *Músculos de la muñeca, mano y dedos: Origen, Inserción y Acción*. <https://cutt.ly/cgk7c11>.
- [5] DIANCHET S.A. de C. V. (s.f). *Prótesis para dedo* [Imagen], <https://cutt.ly/Mgk7Lar>.
- [6] DIANCHET. S.A. de C.V. (s.f). *Manos y dedos* [Imagen], <http://www.manosydedos.com/imagenes/1650.JPG>.
- [7] NAKED PROSTHETICS. (2020). *PIPDriver* [Imagen], <https://www.npdevices.com/product/pipdriver/>.
- [8] Ortosur. (2018). *Mano mioeléctrica Vincent Evolution* [Imagen], <https://cutt.ly/Kgk65TS>.
- [9] Cartel Urbano. (6 de abril de 2016). *Impresoras 3d Prótesis Extremidades Superiores*. <https://cutt.ly/rglqgff>
- [10] Made in China. (2020). *Plaza de la tapa de plástico de botella de champú cosmético Bottle Cap tapa flip top* [Imagen], <https://cutt.ly/nglqQE1>.
- [11] Steutel, P., Kragent G. A., Herdel, J., (2010). Design of an Underactuated Finger With a Monolithic Structure and Largely Distributed Compliance. *En 10.1115/DETC2010-28127*. <https://www.researchgate.net/publication/267488666>
- [12] Moon, Y., (2006). [Diseño bio- mimético del mecanismo de dedo con ayuda de contacto de mecanismo flexible]. Bio-mimetic design of finger mechanism with contact aided compliant mechanism, *Mechanism and Machine Theory*, 42, 600-611. <https://www.journals.elsevier.com/mechanism-and-machine-theory>
- [13] Metri, A. E. (2018). La importancia del diseño. Medium.com. <https://medium.com/@aemetri/the-importance-of-design-187c3ce45961>
- [14] González Mothelet, M. (2011). Metodología de diseño (1.ª ed., p. 5). Ciudad de México: Bb. Ciudad de México: Bb. <https://www.guao.org/sites/default/files/biblioteca/Metodologia%20del%20Dise%C3%B1o.pdf>
- [15] Santiago, I. Valenzuela; "Ergonomía de miembro superior". Tesis. Facultad de Ingeniería, UNAM. Mayo 2005.

- [16] Servicio Grupo XDS. (2020). Grupo XDS. *Materiales para manufactura aditiva e impresión 3D*. <https://www.grupoxds.com/materiales-para-manufactura-aditiva-e-impresion-3d/>
- [17] Ringspan Iberica S.A. (2019). Cable Bowden. [Imagen]. *Sistema de control remoto*. <https://www.ringspann.es/es/productos/sistemas-de-control-remoto/cables-bowden>
- [18] Brazo hidráulico JS. (2011). *Brazo hidráulico*. [Imagen]. http://brazohidraulicojd.blogspot.com/2011/12/brazo-hidraulico_06.html
- [19] Idea to Value. (2019). *Mecanismo flexible*. [Imagen]. <https://www.ideatovalue.com/tag/compliant-machines/>
- [20] Larry L. Howell y al, (2013). Handbook of Complaint Mechanisms. Brigham Young University, USA. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781118516485>
- [21] Dieter, G. E., & Schmidt, L. C. (2000). [Diseño de Ingeniería]. Engineering Design. (4.^a ed., p. 5). Washington D.C.: McGraw Hill. Washington D.C.: McGraw Hill.
- [22] Brown, D., Hanson, R., & Christian, W. (2020). Tracker (Nº de versión 5.1.5). Windows. Carolina del Norte: Open Source Physics.
- [23] Software Foundation, A. (2014). NX (Nº de versión 10.0.0.24). Windows. Delaware, E.U.A.: Siemens.
- [24] Hirschtick, J. (2018). SolidWorks (Nº de versión 2019). Windows. E.U.A.: Dassault Systèmes SolidWorks Corporation.
- [25] Norton, R. L. (2009). Diseño de Maquinaria (4.^a ed., pp. 27–36). Massachusetts: Mc Graw Hill. Massachusetts: Mc Graw Hill.
- [26] Rector, D. M. (2017). Linkage (Nº de versión 3.6.1). Windows. E.U.A.: Linkage Mechanism Designer and Simulation.
- [27] Flint Rehab. (2020). Terapia ocupacional. *Ejercicios de mano con plastilina terapéutica*. <https://www.flintrehab.com/es/ejercicios-de-terapia-ocupacional-para-mano/>
- [28] Valencia Otero, A. F., Maradei García, M. F., & Espinel Correal, F. (2016). Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo. Bucaramanga : Rev. Salud Pública.
- [29] Pure Spa Direct. (2020). *Medidor de apriete Jamar hidráulico*: <https://www.purespadirect.com/Jamar-Hydraulic-Pinch-Gauge-746-0045-p/vw-128899.htm>
- [30] Violante, F. (2020). Arduino (Nº de versión 1.8.12). Windows. Italia: Arduino C.C.

ANEXOS

ANEXO A

Valores obtenidos de cada punto, en la prueba de movimiento del dedo índice, realizada en el programa Tracker.

Punto_A		Punto_B		Punto_C		Punto_D	
x	y	x	y	x	y	x	y
1.52E-02	1.00E-01	9.86E-03	7.80E-02	7.78E-03	5.71E-02	5.01E-03	1.76E-02
1.57E-02	1.01E-01	9.74E-03	7.78E-02	7.78E-03	5.71E-02	5.01E-03	1.76E-02
1.62E-02	1.01E-01	1.03E-02	7.78E-02	7.95E-03	5.73E-02	5.17E-03	1.76E-02
1.70E-02	1.00E-01	1.07E-02	7.79E-02	8.09E-03	5.72E-02	5.48E-03	1.77E-02
1.89E-02	9.98E-02	1.17E-02	7.77E-02	8.68E-03	5.71E-02	5.48E-03	1.77E-02
2.16E-02	9.89E-02	1.34E-02	7.74E-02	9.38E-03	5.70E-02	5.48E-03	1.77E-02
2.51E-02	9.78E-02	1.53E-02	7.68E-02	1.06E-02	5.69E-02	5.64E-03	1.79E-02
3.02E-02	9.59E-02	1.86E-02	7.61E-02	1.24E-02	5.65E-02	6.27E-03	1.79E-02
3.56E-02	9.34E-02	2.21E-02	7.50E-02	1.43E-02	5.62E-02	6.43E-03	1.80E-02
4.36E-02	8.91E-02	2.71E-02	7.29E-02	1.72E-02	5.58E-02	6.90E-03	1.85E-02
5.06E-02	8.37E-02	3.18E-02	7.05E-02	1.95E-02	5.50E-02	7.53E-03	1.88E-02
5.45E-02	7.94E-02	3.39E-02	6.87E-02	2.04E-02	5.43E-02	7.84E-03	1.84E-02
5.85E-02	7.46E-02	3.67E-02	6.67E-02	2.23E-02	5.37E-02	8.16E-03	1.84E-02
6.28E-02	6.89E-02	4.02E-02	6.41E-02	2.49E-02	5.27E-02	8.79E-03	1.84E-02
6.68E-02	6.31E-02	4.35E-02	6.08E-02	2.72E-02	5.10E-02	9.26E-03	1.80E-02
6.91E-02	5.87E-02	4.61E-02	5.82E-02	2.92E-02	4.99E-02	9.73E-03	1.79E-02
7.25E-02	5.27E-02	4.91E-02	5.47E-02	3.16E-02	4.83E-02	1.04E-02	1.76E-02
7.44E-02	4.72E-02	5.17E-02	5.13E-02	3.40E-02	4.66E-02	1.08E-02	1.74E-02
7.56E-02	4.28E-02	5.35E-02	4.88E-02	3.55E-02	4.48E-02	1.15E-02	1.69E-02
7.60E-02	3.86E-02	5.46E-02	4.65E-02	3.66E-02	4.38E-02	1.18E-02	1.68E-02
7.66E-02	3.45E-02	5.57E-02	4.41E-02	3.77E-02	4.25E-02	1.18E-02	1.66E-02
7.60E-02	3.03E-02	5.66E-02	4.16E-02	3.84E-02	4.15E-02	1.19E-02	1.65E-02
7.54E-02	2.59E-02	5.71E-02	3.94E-02	3.92E-02	4.05E-02	1.19E-02	1.63E-02
7.48E-02	2.40E-02	5.74E-02	3.84E-02	3.97E-02	3.98E-02	1.23E-02	1.62E-02
7.40E-02	2.14E-02	5.78E-02	3.69E-02	4.01E-02	3.94E-02	1.24E-02	1.63E-02
7.24E-02	1.94E-02	5.74E-02	3.61E-02	4.00E-02	3.91E-02	1.23E-02	1.65E-02
7.12E-02	1.78E-02	5.73E-02	3.55E-02	3.99E-02	3.94E-02	1.23E-02	1.65E-02
6.98E-02	1.54E-02	5.73E-02	3.43E-02	4.03E-02	3.88E-02	1.26E-02	1.65E-02
6.90E-02	1.44E-02	5.74E-02	3.36E-02	4.07E-02	3.86E-02	1.29E-02	1.65E-02
6.84E-02	1.34E-02	5.76E-02	3.30E-02	4.07E-02	3.84E-02	1.29E-02	1.65E-02
6.78E-02	1.32E-02	5.73E-02	3.29E-02	4.06E-02	3.87E-02	1.29E-02	1.65E-02
6.76E-02	1.30E-02	5.73E-02	3.30E-02	4.07E-02	3.87E-02	1.30E-02	1.66E-02

Figura A 1. Datos de trayectoria de los puntos en Tracker.

ANEXO B

Circuito para medición de fuerzas con sensor de presión mediante el programa y la placa de Arduino. En la siguiente sección se explica la realización del circuito y el código del programa para el funcionamiento y registro de valores del sensor.

Para la realización del circuito se utilizan los siguientes materiales:

- 1 Arduino Uno con su respectivo cable
- 1 sensor de presión de 10 [kg]
- 1 Resistencia de 220 [Ω]
- 1 Resistencia de 10 [k Ω]
- 1 diodo led 3 [V]
- Cables Jumpers para conexión

Para la realización del circuito de presión se utiliza el siguiente diagrama (Fig. B 1).

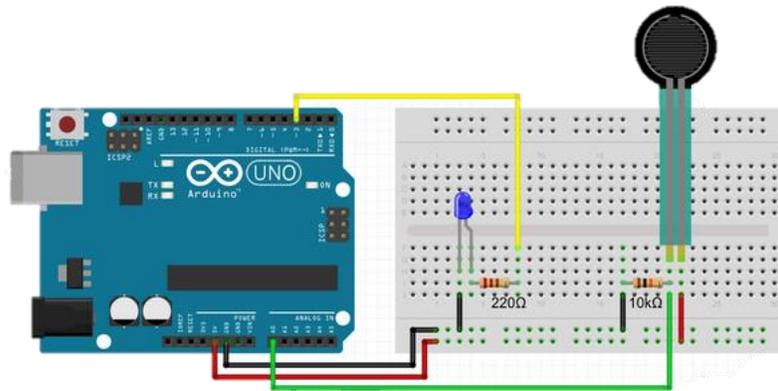


Figura B 1 Diagrama para circuito de sensor de presión.

A continuación, se inicia el programa Arduino Uno y en un nuevo archivo se ingresa el siguiente código:

```
int fsrAnalogPin = 0;
int LEDpin = 11;
int fsrReading;
int LEDbrightness;
void setup(void)      {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(LEDpin, OUTPUT); }
void loop(void)      {
  fsrReading = analogRead(fsrAnalogPin);
```

```
Serial.print("Analog reading = ");  
Serial.println(fsrReading);  
LEDbrightness = map(fsrReading, 0, 1023, 0, 255);  
analogWrite(LEDpin, LEDbrightness);  
delay(100);  
}
```

Una vez ingresado el código, se conecta el Arduino Uno al equipo de cómputo, el siguiente paso es:

En el comando de la flecha 1 se guarda el código en una carpeta (Fig. B 2).

Con la flecha 2 se verifica que el código es correcto (Fig. B 2).

Con la flecha 3 se sube el código a la placa del Arduino Uno (Fig. B 2).

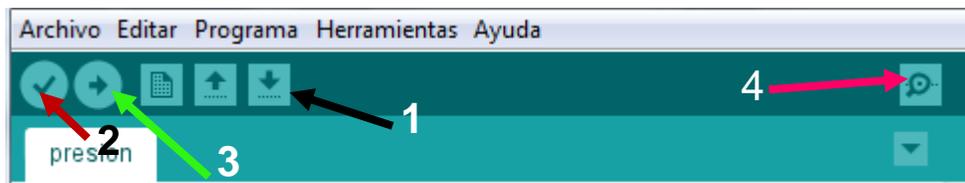


Figura B 2. Comandos en Arduino UNO.

Para comenzar a ver los resultados en tiempo real de la presión ejercida en el sensor se utiliza el comando “Monitor serie” mostrado en la flecha 4 (fig. B 2) y se muestra la tabla con los resultados y comienza a incrementar la fuerza al momento de presionar el sensor lo que muestra los valores en gramos como se muestra en la figura (fig. B 3)

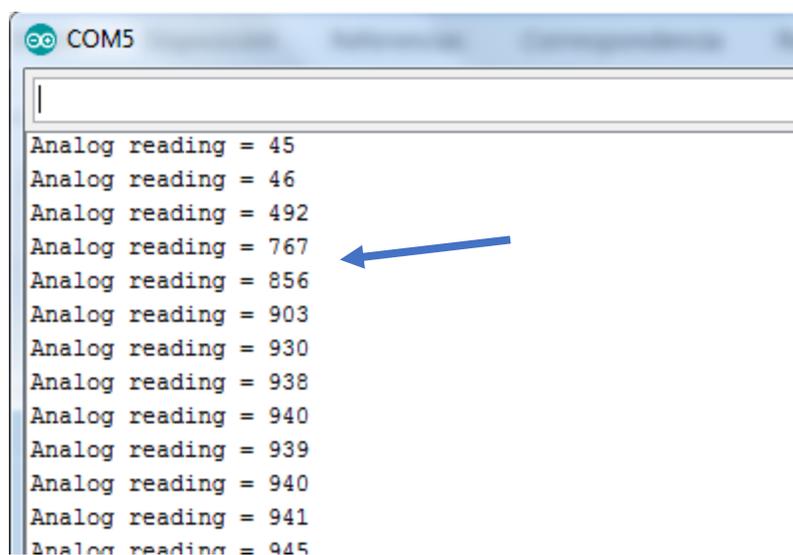


Figura B 3. Monitor Serial de Arduino UNO.

Para verificar de manera gráfica los resultados en el comando de herramientas se busca la opción de “Serial plotter” (fig. B 4) y muestra el resultado en tiempo real de los resultados (fig. B 5)

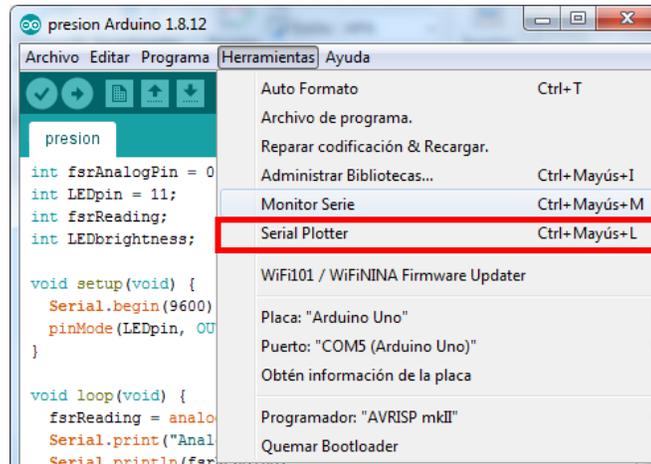


Figura B 4. Herramientas de Serial Plotter.

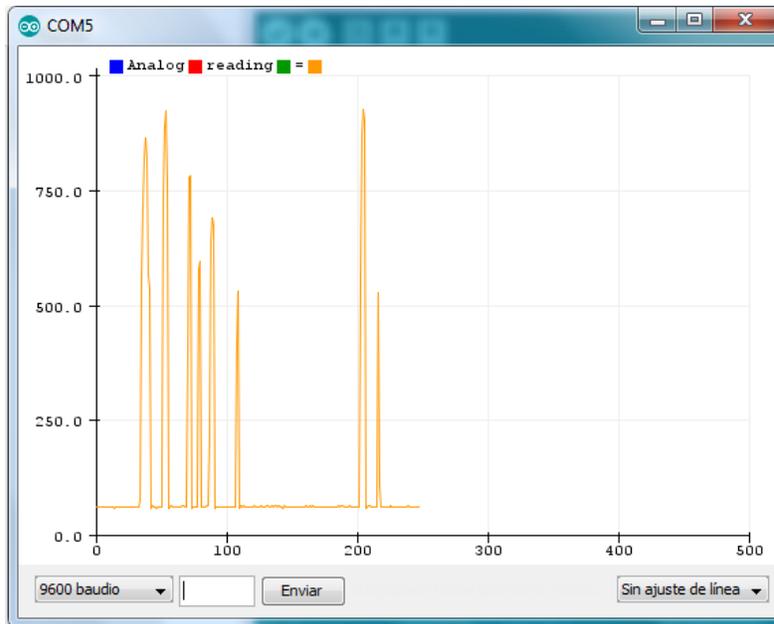


Figura B 5. Gráfica de sensor de presión.

ANEXO C

RESULTADOS DE FUERZA DE PINZAS CON ARDUINO UNO

Las pruebas realizadas en Arduino Uno, mediante el uso de la información del Anexo B, fueron las siguientes, donde se obtuvo un rango de valores para cada prueba y se eligió la máxima registrada, y esta se le restó el valor medio que registraba sin aplicar presión, en este caso de 30.

Prueba 1 y 2

```
01:20:15.747 -> Analog reading = 30
01:20:15.849 -> Analog reading = 30
01:20:15.951 -> Analog reading = 30
01:20:16.052 -> Analog reading = 30
01:20:16.154 -> Analog reading = 198
01:20:16.256 -> Analog reading = 228
01:20:16.358 -> Analog reading = 254
01:20:16.460 -> Analog reading = 245
01:20:16.562 -> Analog reading = 207
01:20:16.664 -> Analog reading = 290
01:20:16.766 -> Analog reading = 368
01:20:16.868 -> Analog reading = 29
01:20:16.970 -> Analog reading = 30
01:20:17.072 -> Analog reading = 30
01:20:17.174 -> Analog reading = 30
```

```
COM5
01:20:13.539 -> Analog reading = 30
01:20:13.641 -> Analog reading = 30
01:20:13.743 -> Analog reading = 30
01:20:13.845 -> Analog reading = 30
01:20:13.947 -> Analog reading = 192
01:20:14.049 -> Analog reading = 269
01:20:14.151 -> Analog reading = 256
01:20:14.253 -> Analog reading = 248
01:20:14.355 -> Analog reading = 244
01:20:14.457 -> Analog reading = 225
01:20:14.558 -> Analog reading = 177
01:20:14.660 -> Analog reading = 160
01:20:14.762 -> Analog reading = 30
01:20:14.863 -> Analog reading = 31
01:20:14.965 -> Analog reading = 29
01:20:15.067 -> Analog reading = 30
01:20:15.135 -> Analog reading = 30
01:20:15.237 -> Analog reading = 30
```

Figura C 1. Resultado 1 de fuerza en el sensor (izquierda), Resultado 2 (derecha).

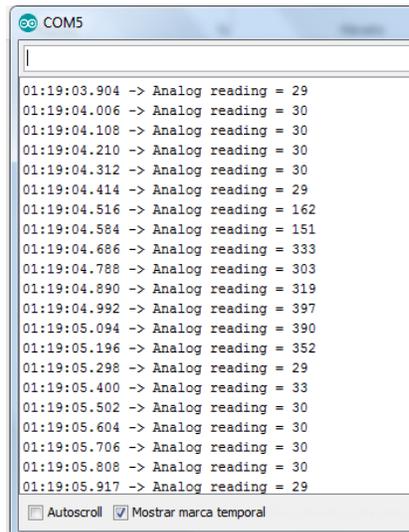
Resultados de prueba 3 y 4

```
COM5
01:20:10.821 -> Analog reading = 30
01:20:10.922 -> Analog reading = 30
01:20:11.025 -> Analog reading = 29
01:20:11.127 -> Analog reading = 30
01:20:11.229 -> Analog reading = 30
01:20:11.331 -> Analog reading = 30
01:20:11.433 -> Analog reading = 30
01:20:11.535 -> Analog reading = 30
01:20:11.637 -> Analog reading = 229
01:20:11.739 -> Analog reading = 351
01:20:11.841 -> Analog reading = 363
01:20:11.943 -> Analog reading = 320
01:20:12.045 -> Analog reading = 319
01:20:12.147 -> Analog reading = 318
01:20:12.248 -> Analog reading = 246
01:20:12.350 -> Analog reading = 308
01:20:12.452 -> Analog reading = 144
01:20:12.520 -> Analog reading = 30
01:20:12.655 -> Analog reading = 30
01:20:12.723 -> Analog reading = 29
01:20:12.825 -> Analog reading = 30
```

```
COM5
01:19:58.484 -> Analog reading = 30
01:19:58.552 -> Analog reading = 30
01:19:58.654 -> Analog reading = 30
01:19:58.756 -> Analog reading = 29
01:19:58.858 -> Analog reading = 30
01:19:58.959 -> Analog reading = 30
01:19:59.061 -> Analog reading = 30
01:19:59.163 -> Analog reading = 177
01:19:59.265 -> Analog reading = 224
01:19:59.367 -> Analog reading = 287
01:19:59.469 -> Analog reading = 190
01:19:59.571 -> Analog reading = 194
01:19:59.673 -> Analog reading = 143
01:19:59.776 -> Analog reading = 30
01:19:59.878 -> Analog reading = 30
01:19:59.980 -> Analog reading = 30
01:20:00.082 -> Analog reading = 30
01:20:00.184 -> Analog reading = 30
01:20:00.286 -> Analog reading = 30
01:20:00.388 -> Analog reading = 29
```

Figura C 2. Resultado 3 de fuerza en el sensor (izquierda), Resultado 4 (derecha).

Resultados de prueba 5



```
COM5
01:19:03.904 -> Analog reading = 29
01:19:04.006 -> Analog reading = 30
01:19:04.108 -> Analog reading = 30
01:19:04.210 -> Analog reading = 30
01:19:04.312 -> Analog reading = 30
01:19:04.414 -> Analog reading = 29
01:19:04.516 -> Analog reading = 162
01:19:04.584 -> Analog reading = 151
01:19:04.686 -> Analog reading = 333
01:19:04.788 -> Analog reading = 303
01:19:04.890 -> Analog reading = 319
01:19:04.992 -> Analog reading = 397
01:19:05.094 -> Analog reading = 390
01:19:05.196 -> Analog reading = 352
01:19:05.298 -> Analog reading = 29
01:19:05.400 -> Analog reading = 33
01:19:05.502 -> Analog reading = 30
01:19:05.604 -> Analog reading = 30
01:19:05.706 -> Analog reading = 30
01:19:05.808 -> Analog reading = 30
01:19:05.917 -> Analog reading = 29
Autoscroll  Mostrar marca temporal
```

Figura C 3. Resultado 5 de fuerza en el sensor.

Gráfica obtenida de las diferentes lecturas obtenidas, tomando solo como referencia a las más altas (fig. C 4).

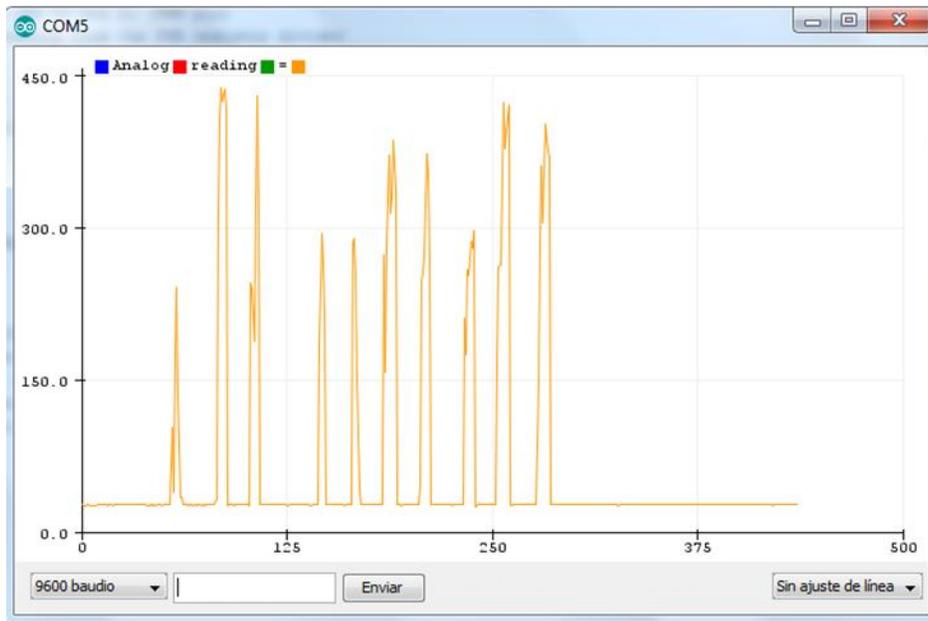


Figura C 4. Gráfica de resultados para 5 fuerzas obtenidas.