



**Universidad
Europea**

UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**FUNDAMENTOS DE BIOMECÁNICA.
DISEÑO DE PRÓTESIS DE MANO Y ANALISIS.**

Mercedes Cristina Cordero Martínez

Ignacio De Llano Varela

Desirée Rivera Rodríguez

CURSO 2021-2022

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.	3
1.1 Prótesis	3
1.2 Anatomía de la mano	3
1.3 Biomecánica de la mano.	17
2. ESTADO DEL ARTE.	21
2.1. PROTESIS DEL MERCADO	21
2.1.1 Prótesis estéticas	22
2.1.2 Prótesis mecánicas	22
2.1.3. Prótesis eléctricas	23
2.1.4. Prótesis neumáticas.	23
2.1.5. Prótesis mioeléctricas	24
2.1.6. Prótesis híbridas	24
2.2 PROTESIS CON TECNOLOGÍA.	24
2.2.1. Prótesis biónica I-Limb	25
2.2.2. Prótesis Michelangelo	25
2.2.3. Prótesis bebionic.	26
2.2.4. Prótesis CyberHand	26
3. DISEÑO PRÓTESIS DE MANO	27
3.1 Descripción de las piezas que lo conforman y sus uniones.	27
3.1.1 Dedos.	27
3.1.2 Articulaciones de los dedos.	29
3.1.3 Palma	30
3.1.4 Antebrazo.	30
3.2 Materiales empleados y sus propiedades.	31
3.2.1 Aluminio.	32
3.2.2 Fibras de carbono.	32
3.2.3 Titánio	32
4. ESTUDIOS MECÁNICOS CON EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.	33
4.1 Diseño y Manufactura de Prótesis Infantiles para Miembros Superiores.	33
4.2 Diseño y Manufactura de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano.	37
4.3 Diseño, Manufactura y simulación de los dedos de una prótesis biomecánica de mano.	45
Conclusión.	54
Bibliografía	55

1. INTRODUCCIÓN.

1.1 Prótesis

A lo largo del tiempo, siempre se ha considerado la mano como un órgano fundamental para la vida. Dado que sin ellas, muchas funciones cotidianas y vitales como comer, vestirse, sujetar o coger cosas serían imposibles de realizar.

Su pérdida de este elemento es traumática y difícil de superar. No obstante, gracias a la evolución en el campo de la biomecánica y biónica se han podido desarrollar el desarrollo de prótesis de mano. Aunque su objetivo principal es recuperar algunas funciones pero jamás reemplazar el miembro faltante del cuerpo humano, otra de las funciones por lo cual se desarrollan estos tipos de prótesis, es para que las personas que sufren de esta pérdida puedan tener una calidad de vida mejor.

Dada la complejidad que tiene anatómicamente la mano y cómo controlarla, estas prótesis han ido evolucionando y mejorando sus funcionalidades. Sin embargo, se sigue trabajando para dar la mejor calidad de vida posible a las personas que lo portan

1.2 Anatomía de la mano

Para entender lo que nos solicita una posible prótesis que sirva de reemplazo a esta tan complicada estructura de nuestro cuerpo primero vamos a entender cómo funciona una mano real, explicando sus componentes de formación, músculos huesos y tendones y posteriormente su función física o mecánica. Empezaremos hablando de los huesos que son el soporte físico, luego los tendones que crecen sobre los huesos y por último los músculos.

• Huesos

La mano es la parte más alejada del brazo que la conecta con el cuerpo. Está unida al brazo a partir del codo con el cúbito y el radio, que son dos huesos alargados que forman el antebrazo, no es parte intrínseca de la mano, sin embargo posee la gran mayoría de los controles de movimientos de la mano, músculos y tendones. No así en las prótesis artificiales debido a la dificultad de replicar dichos funcionamientos que explicaremos ahora. El cúbito y el radio están unidos por unos tendones fibrosos.

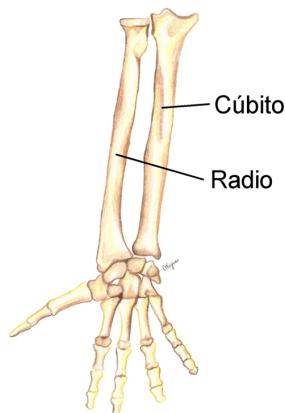


Figura 1.2.1. Ubicación de los huesos de cúbito y radio.

Acercándonos más a la mano encontramos la muñeca, formada por ocho huesos del carpo que son los huesos irregulares entre el cúbito y el radio y los metacarpos. Les siguen ya los huesos que forman la palma de la mano y que se unirán a cada dedo, son cinco y son los metacarplos, cuatro están unidos a tres falanges, distal medial y proximal, esta última la unida a los metacarplos y el del pulgar solo a dos, sin embargo el carpo y los metacarplos del pulgar tienen el mismo o más movimiento que las tres últimas falanges de los demás dedos.

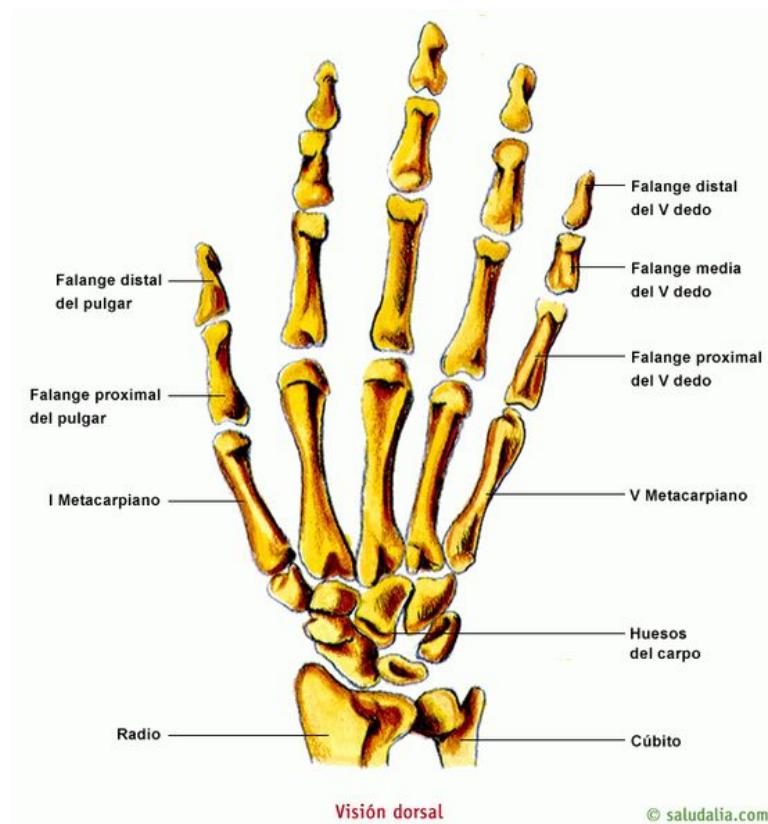


Figura 1.2.2 Localización de los huesos de carpo, metacarpo y falanges.

- **Tendones y músculos**

En este apartado no sólo explicaremos la localización de cada estructura anatómica si no que ya que este es un trabajo sobre prótesis relacionamos cada estructura a un movimiento concreto para luego poder abordar el tema de movimientos y solicitudes de una prótesis de mano biomecánica con mayor facilidad. Algunos de los tendones y músculos de este apartado están insertados también en el húmero, el hueso que se une al cúbito y al radio por el codo.

Los primeros músculos que nos encontramos relacionados directamente con el funcionamiento de la mano están en el extremo más alejado del antebrazo y son el supinador y los pronadores insertados en el cúbito y en el radio. Son los encargados de un movimiento muy simple pero crucial en el funcionamiento de la mano que es la supinación y la pronación o dicho de otra manera, rotar la mano boca arriba o boca abajo.

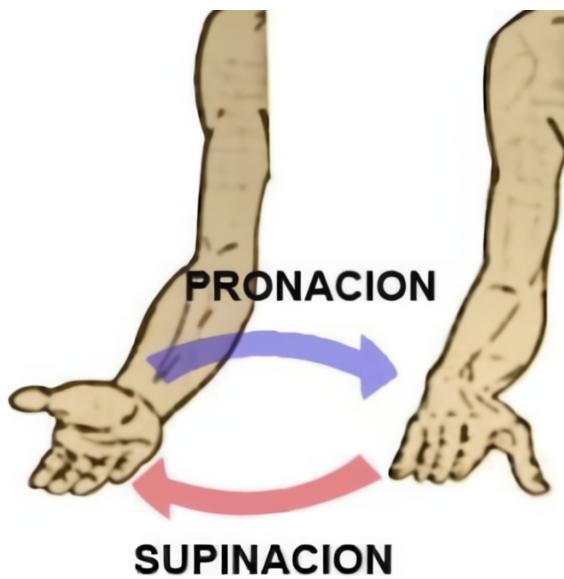
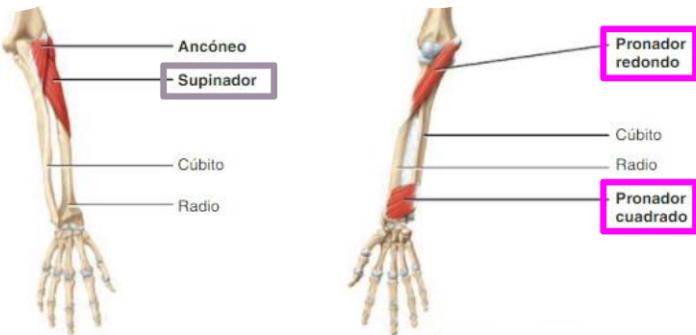


Figura 1.2.3 Movimiento de Pronación y Supinación.

El resto de músculos y tendones del antebrazo están dedicados únicamente al control de la mano. Empezaremos explicando los conectados a los tendones de la palma de la mano o vista anterior de la mano, encargados del movimiento de flexión de la mano, cerrar el puño o flexionar los dedos. Se superponen unos sobre otros al llegar a la palma de la mano por lo que empezaremos por los superficiales.

- Flexor radial del carpo

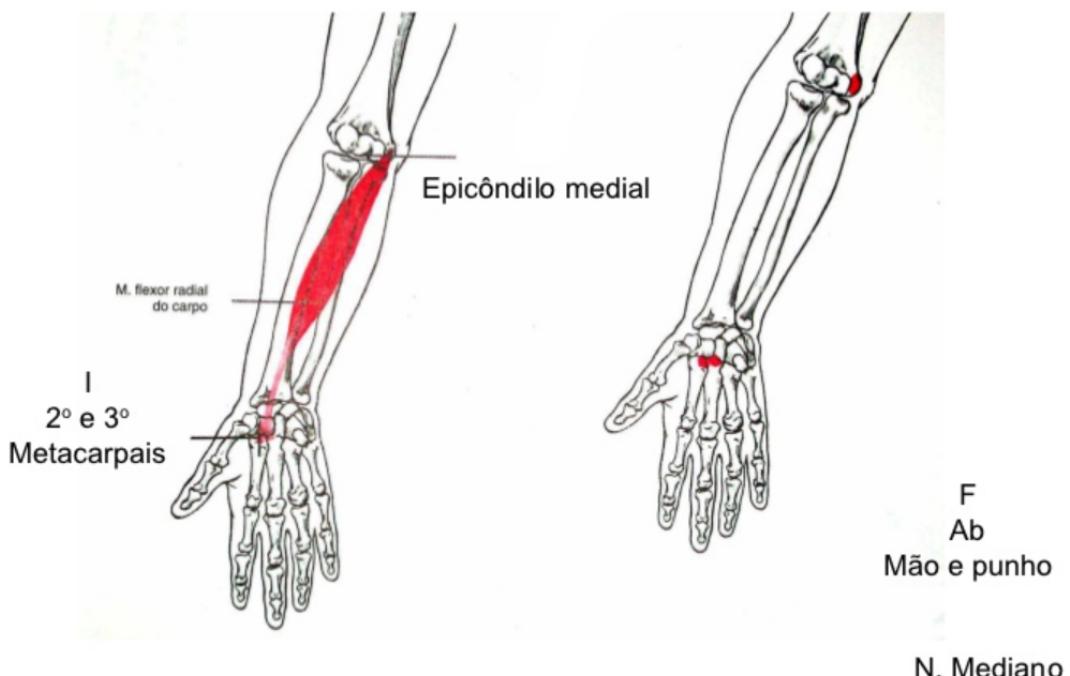


Figura 1.2.4 Localización del Flexor radial

Se encarga de la flexión y abducción de la mano en la articulación de la muñeca.

- Palmar largo

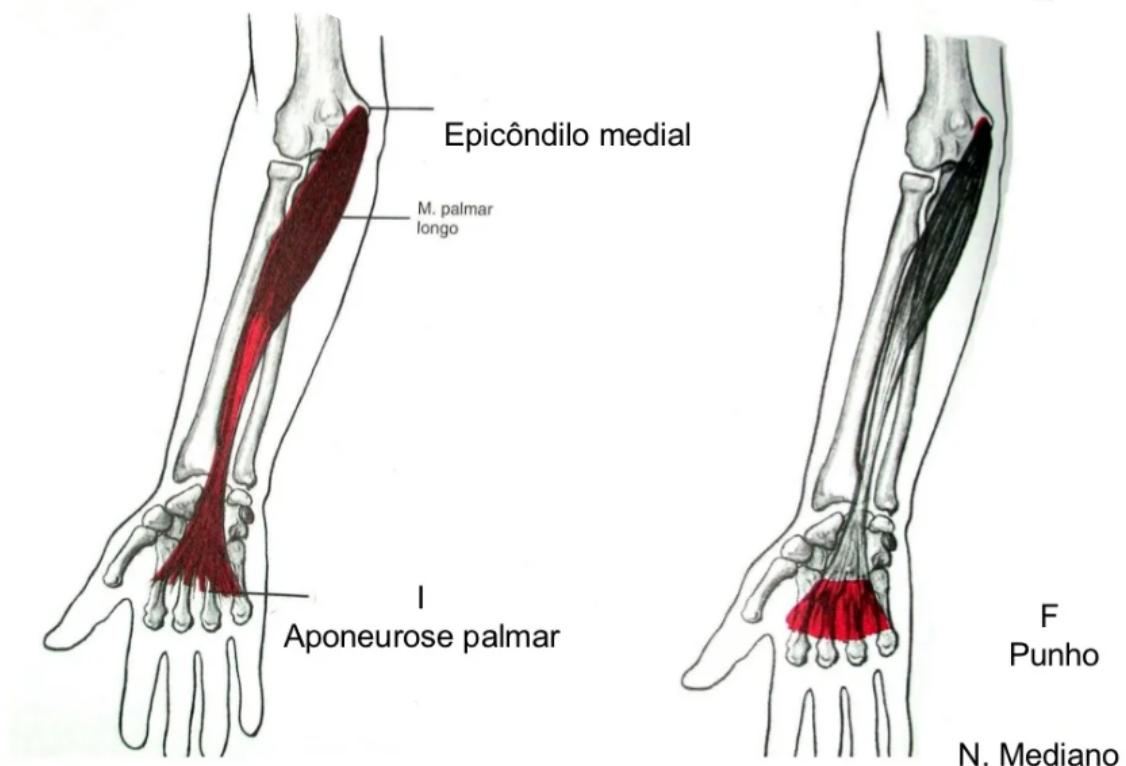


Figura 1.2.5 Localización del Palmar Largo.

Se encarga también de la flexión de la mano en la muñeca.

- Flexor cubital del carpo

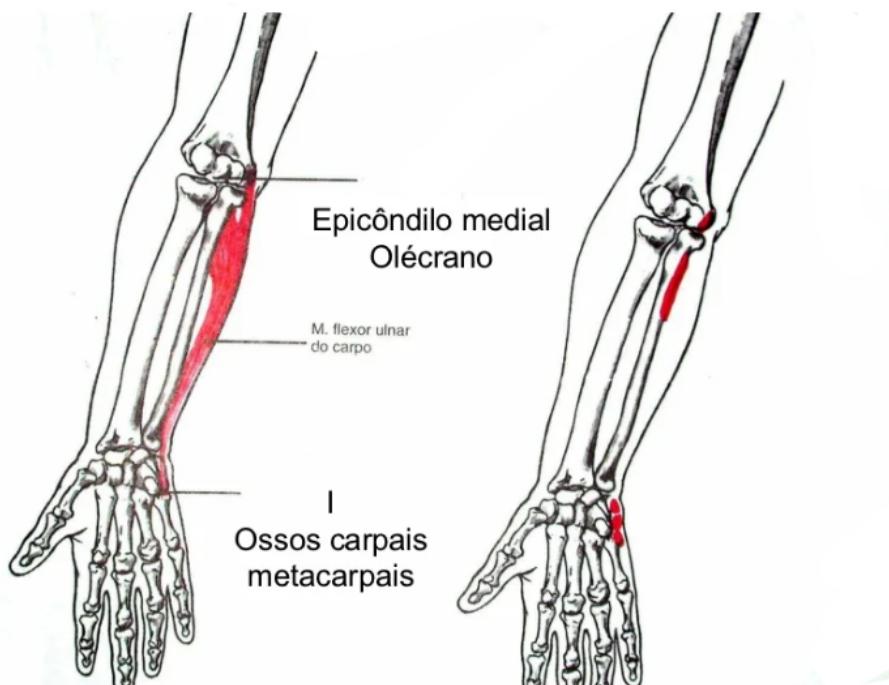


Figura 1.2.6 Localización del flexor cubital.

También flexiona y abduce la mano con respecto a la muñeca, se acciona a la vez que los anteriores músculos.

- Flexor superficial de dedos: flexiona la falange media de cada dedo.

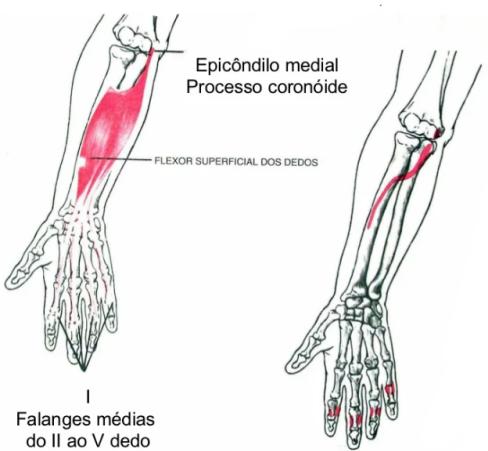


Figura 1.2.7 Localización del flexor superficial de dedos

Ahora procederemos a explicar los tendones profundos o los que están en la palma, debajo de los anteriormente mencionados.

- Flexor profundo de los dedos: flexiona la falange distal y la medial a la vez que el flexor superficial.

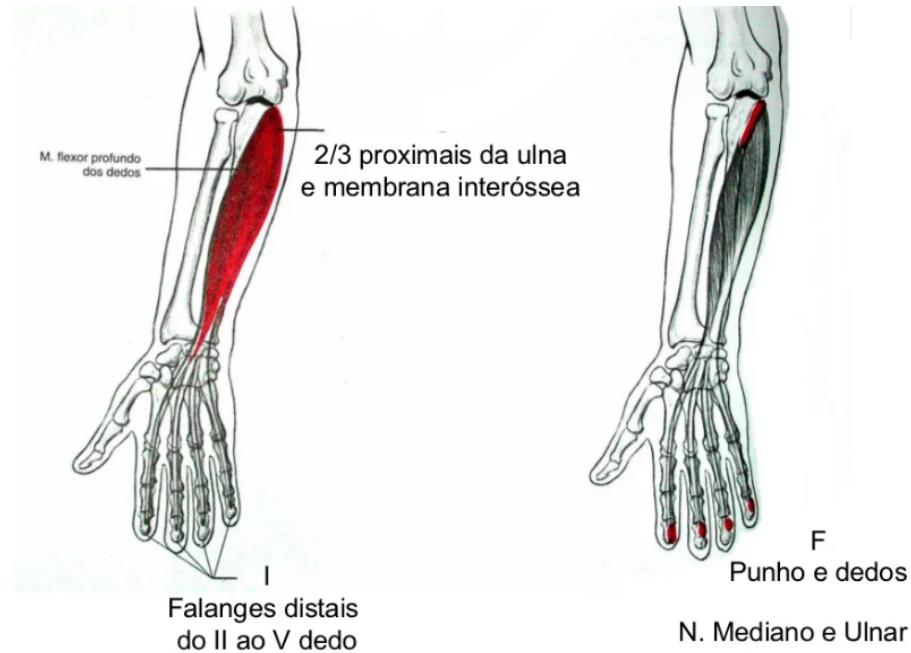


Figura 1.2.8 Localización flexor profundo de los dedos

- Flexor largo del pulgar

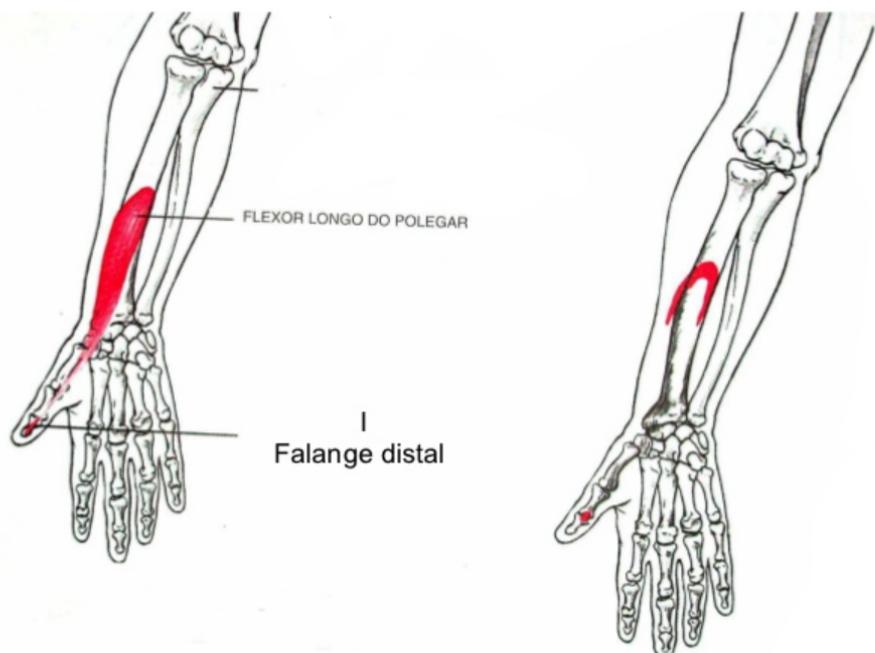


Figura 1.2.9 Localización flexor largo del pulgar.

Flexiona la falange distal del pulgar

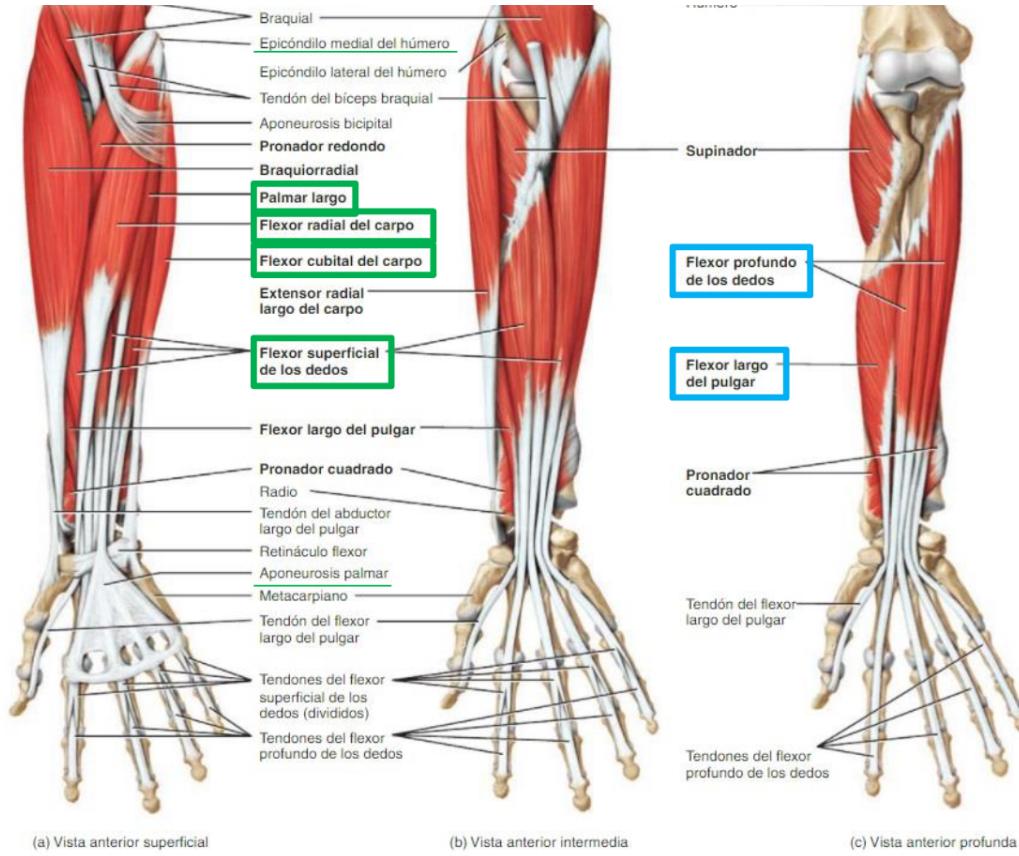


Figura 1.2.8 Localización de todos los flexores

Ahora cambiaremos a la parte posterior de la mano, la opuesta a la palma, encargados del movimiento de extensión. Al igual que los anteriores se superponen unos encima de otros por lo que encontraremos los superficiales y luego los profundos, empezaremos por los superficiales.

- Extensor radial largo del carpo

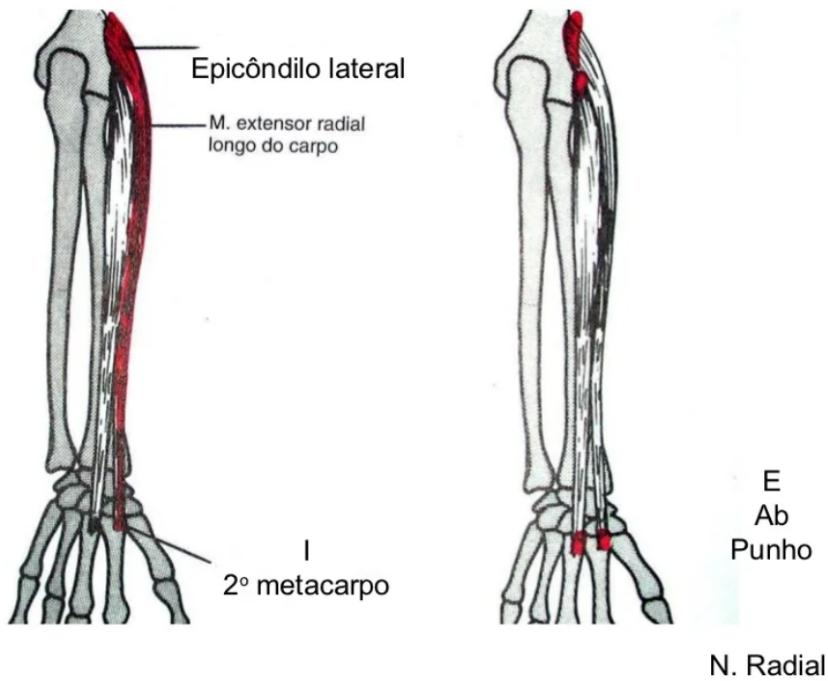


Figura 1.2.10 Localización extensor radial largo

Extiende(abre) y abduce la mano con respecto a la muñeca.

- Extensor radial corto del carpo

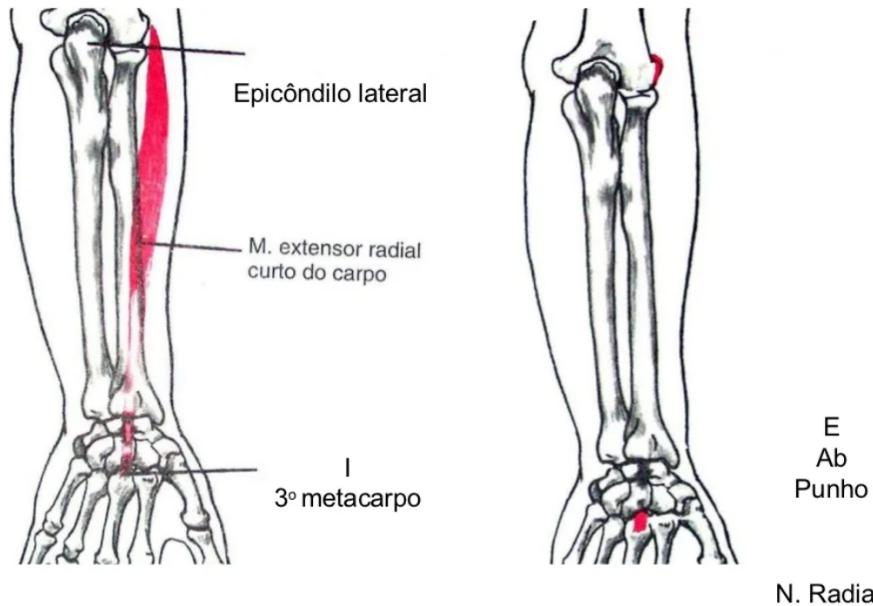


Figura 1.2.11 Localización extensor radial corto

Extiende y abduce la mano en conjunto con el extensor radial largo del carpo.

- Extensor de los dedos

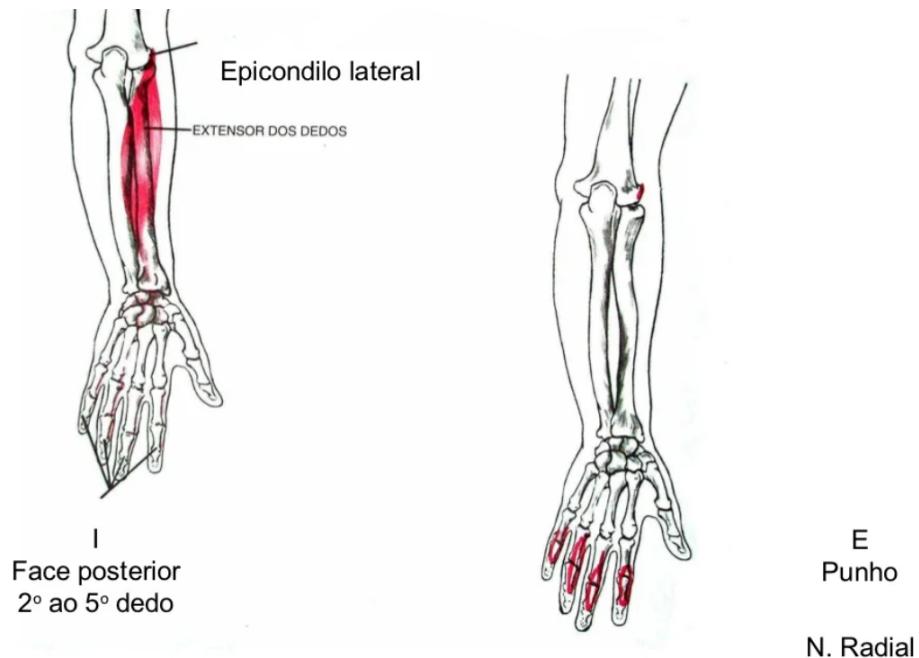


Figura 1.2.12 Localización extensor de los dedos

Como su nombre indica extiende los dedos desde la falange distal y medial y abduce la mano al mismo tiempo, no actúa sobre el pulgar, éste tiene su propio mecanismo.

- Extensor de meñique

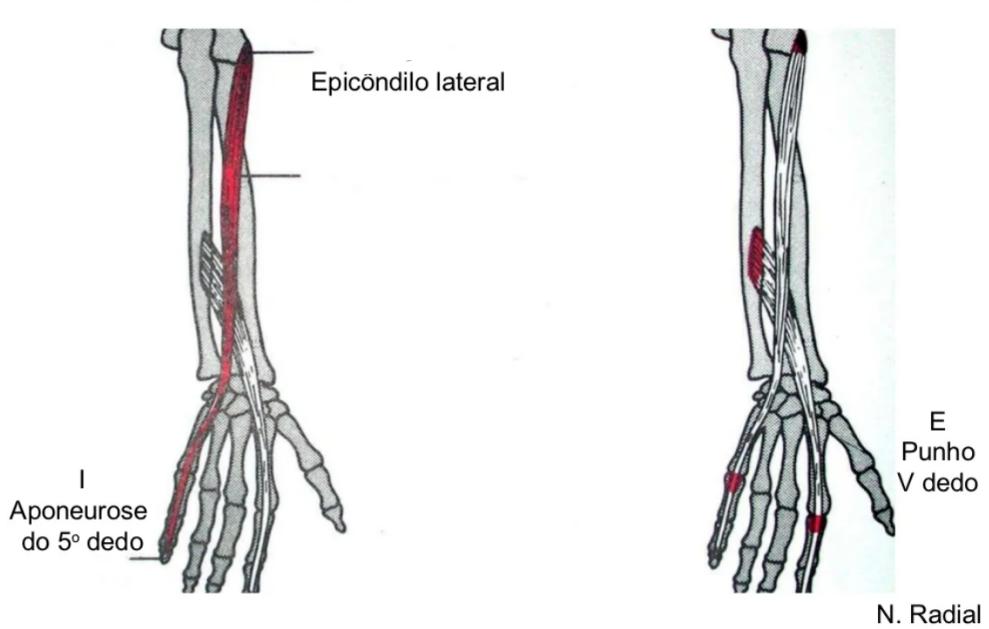


Figura 1.2.13 Localización extensor de meñique.

Extiende la falange proximal del meñique y abduce la mano.

- Extensor cubital del carpo

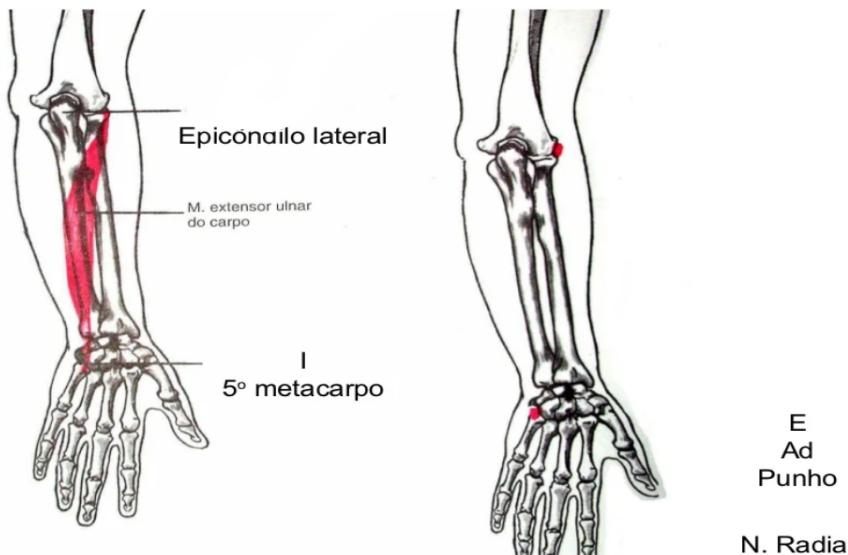


Figura 1.2.13 Localización extensor cubital del carpo.

Actúa también en la acción y extensión de la mano solo que está fijado en el quinto metacarpiano.

Los profundos son los siguientes:

- Abductor largo del pulgar

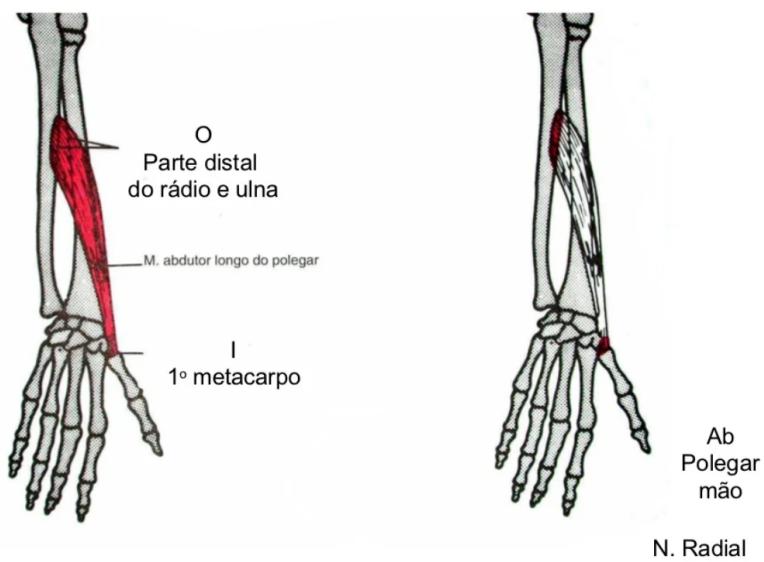


Figura 1.2.14 Localización abductor largo del pulgar.

Abduce y extiende el dedo pulgar y abduce la mano.

- Extensor corto del pulgar

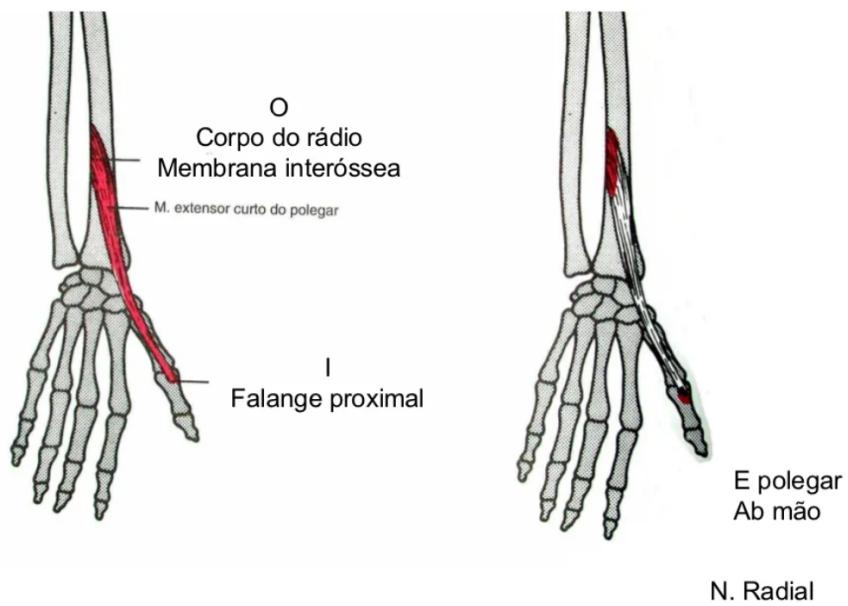


Figura 1.2.15 Localización extensor corto del pulgar.

Extiende la falange proximal del pulgar(recordamos proximal, próxima al tronco, es decir la más cercana a la palma)

- Extensor largo del pulgar

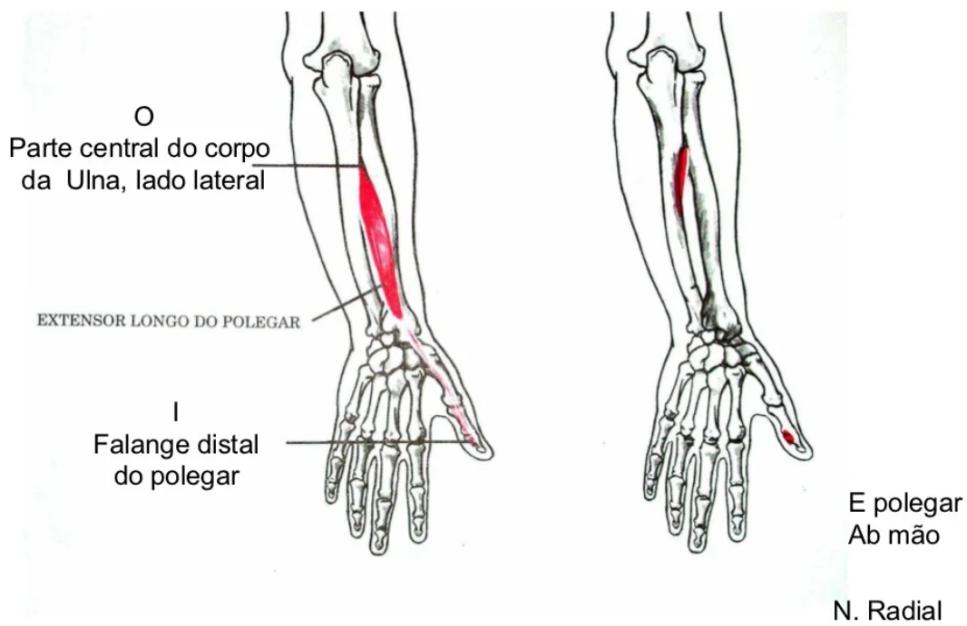


Figura 1.2.16 Localización extensor largo del pulgar

Actúa como el extensor corto pero sobre la falange distal.

- Extensor del índice

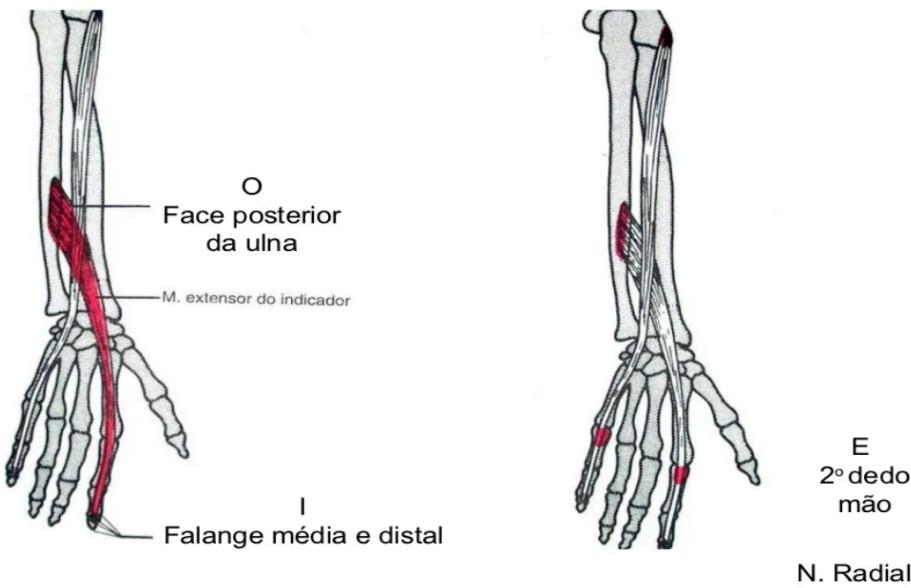


Figura 1.2.17 Localización extensor del indice

- Extiende la falange distal y medial del dedo índice.

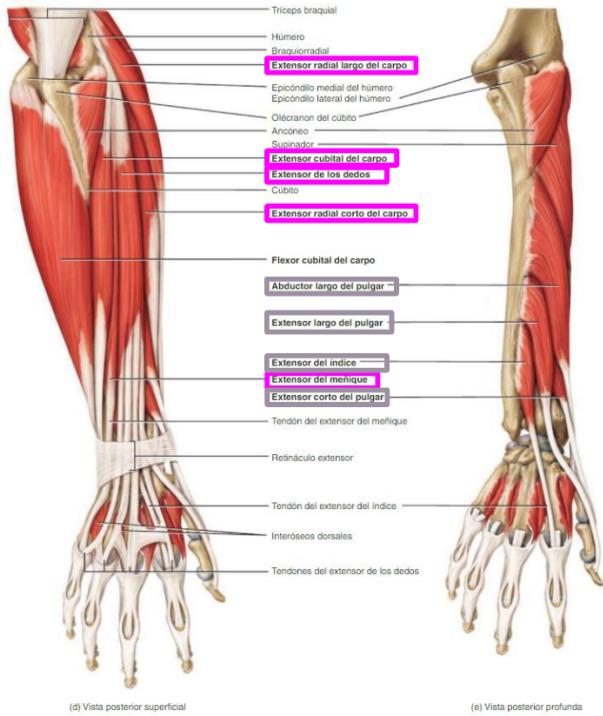


Figura 1.2.18 Localización extensores.

Una vez explicados todas las estructuras externas a la mano implicadas con su movimiento, que son muchas más de lo que se podría haber pensado, terminaremos hablando de los músculos y tendones de la mano, implicados en movimientos mucho más precisos y complicados de imitar artificialmente.

Primero cabe mencionar los de sujeción y no de acción como son los que unen falanges o los ligamentos metacarpianos transversos, que unen los primeros cuatro dedos a la altura de los carpos. Esta característica anatómica es muy importante ya que el dedo pulgar no está en esa unión, su carpo es el único de los cinco que no está unido al resto, posibilitando así la acción del pulgar oponible signo de la evolución y clave en el desarrollo del ser humano.

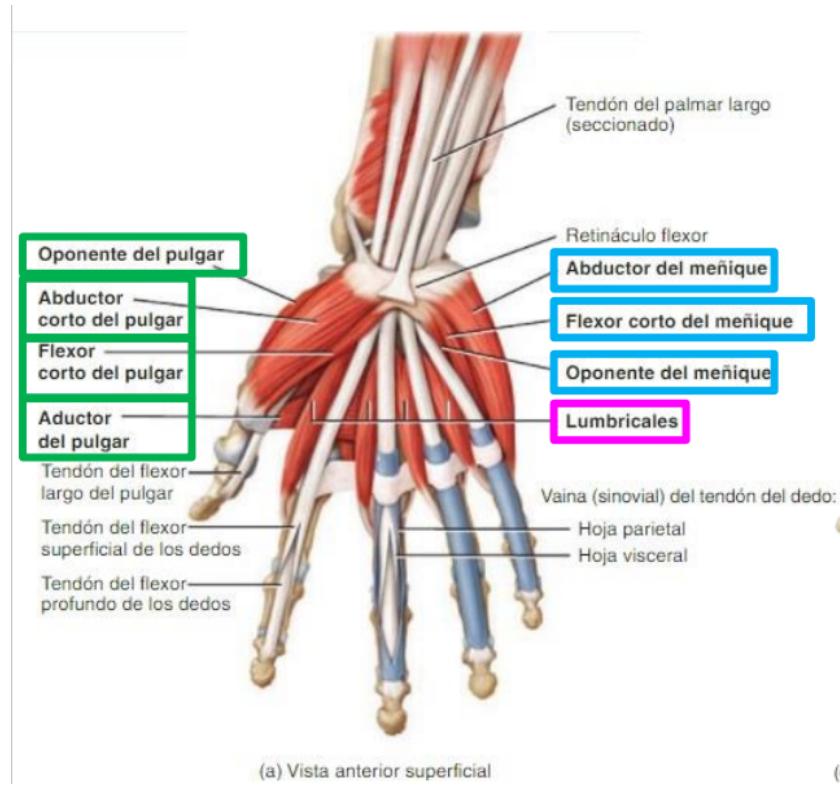


Figura 1.2.19 Movimientos de los dedos.

Los músculos relacionados con el movimiento de la mano son los siguientes.

1. Abductor corto del pulgar
2. Oponente del pulgar
3. Flexor corto del pulgar
4. Aductor del pulgar
5. Abductor del meñique
6. Flexor corto del meñique
7. Oponente del meñique

Sus correspondientes acciones vienen intrínsecas en sus nombres



(a) Vista anterior superficial (b)

Figura 1.2.20 Localización de los músculos de los dedos.

Lumbricales, se encargan de la flexión de los dedos. Interóseos palmares se encargan de la aducción de los dedos II IV y V

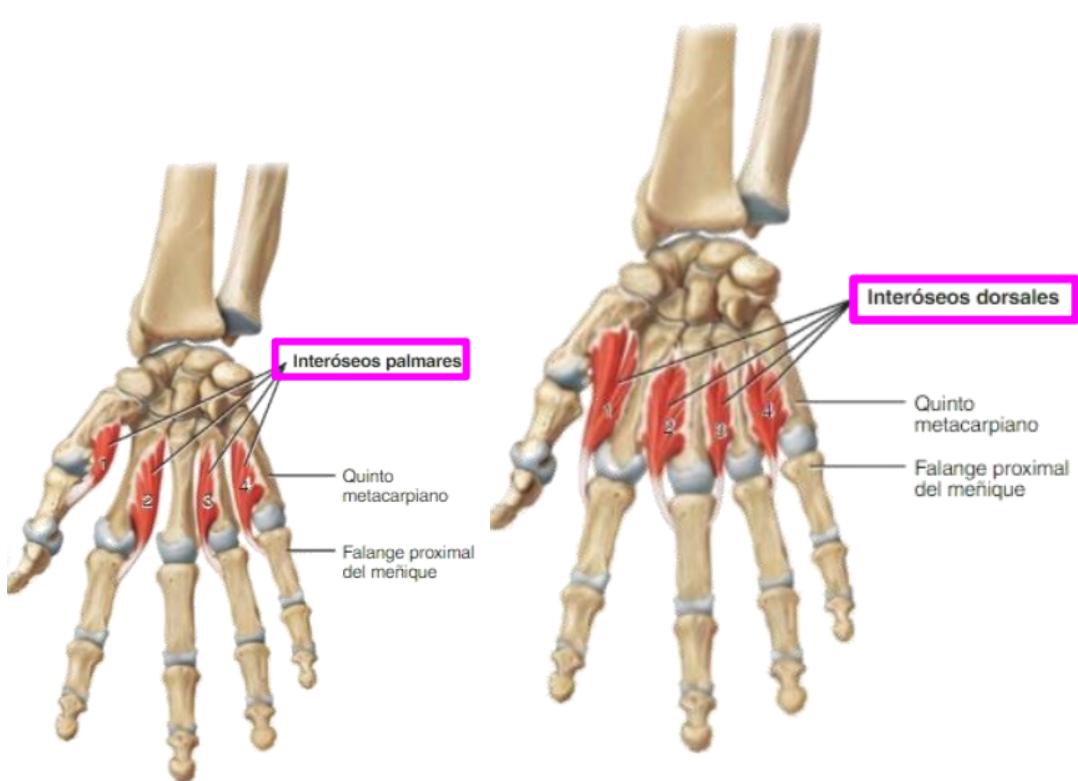


Figura 1.2.21 Localización de los interóseos dorsales se encargan de la aducción de los dedos II III y IV y los palmares.

1.3 Biomecánica de la mano.

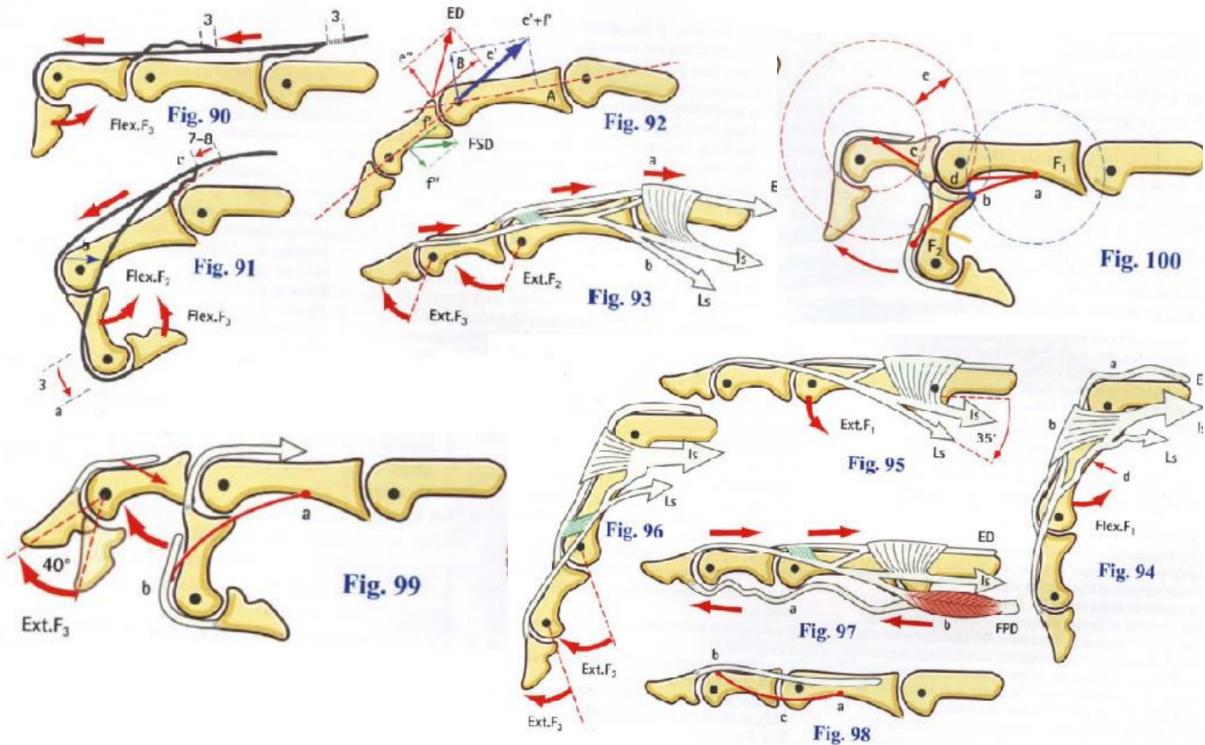


Figura 1.3.1 Biomecanica de los dedos (Grados de libertad).

La biomecánica es la ciencia del movimiento del cuerpo humano asemejado a cómo lo haría una máquina.

Estudiada a fondo la biomecánica de la mano es una materia realmente complicada por lo que nos ceñiremos a la biomecánica de los movimientos más importantes y de los que se intentan replicar prótesis a día de hoy.

Los movimientos más generales de la mano son, la flexión y extensión de los dedos, abrir y cerrar la mano, la oposición del pulgar, la rotación de la mano, supinación y pronación y la flexión y extensión de la mano que se consigue flexionando totalmente los cinco dedos carpos y metacarpos, el funcionamiento físico es como el de la flexión de los dedos.

Ya que el movimiento de rotación y aducción y abducción de la muñeca son muy simples, es un motor rotor y en el otro caso pura flexión y extensión ,nos vamos a centrar en explicar los movimientos más retadores de imitar para la ciencia que son los más delicados, los de los dedos.

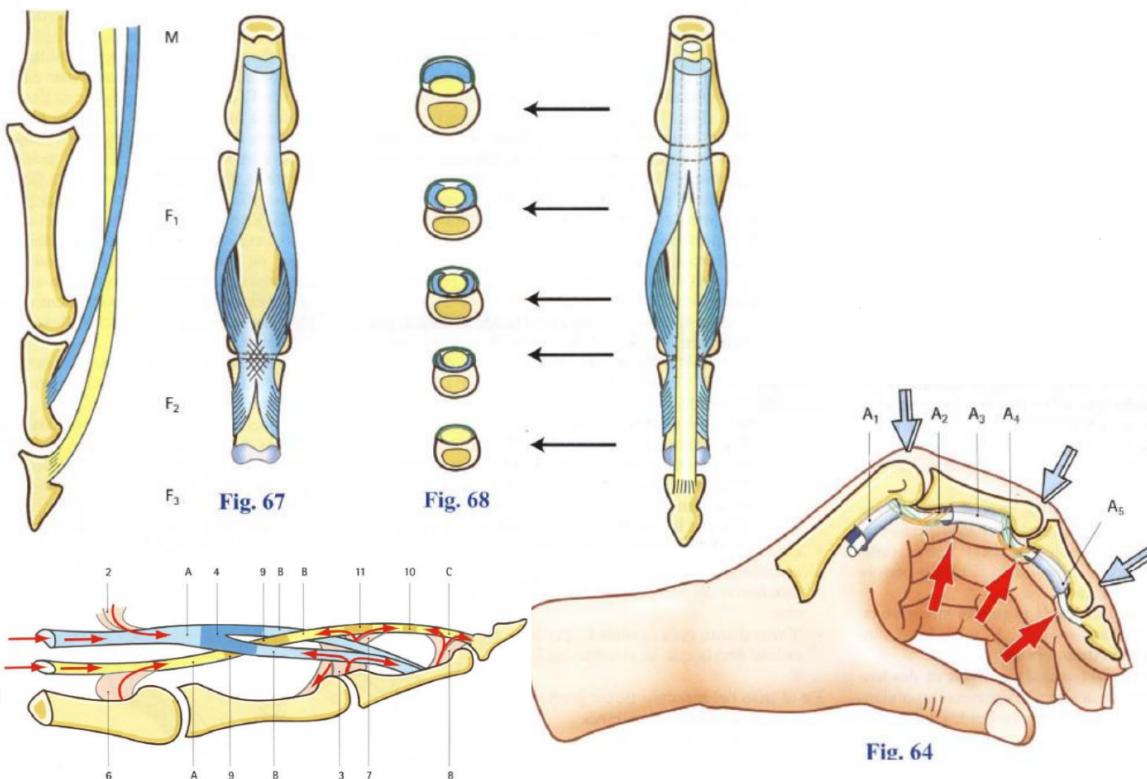


Figura 1.3.2 Biomecanica del dedo

Quizás la primera mejora que tuvieron las prótesis de mano biónicas fue la de simular los cinco dedos, ya que antes había prótesis muy simples como la de un gancho o la conocida pinza. Esta acción era más realista, aunque el objetivo de la acción física seguía siendo el mismo que el de la pinza ya que opone los cuatro dedos al pulgar, pero también permite la posibilidad de flexionar solo algunos dedos, o todos menos el pulgar, y ya depende de la prótesis realizar combinaciones de dedos con distintos fines con la simple acción de tener cuatro dedos que flexionan.

El movimiento flexor de los dedos es producido por una tensión en el tendón, que une las falanges del dedo con el motor que en el caso anatómico es un músculo. La tensión de este músculo tira del tendón que se flexiona por un mecanismo parecido al de poleas que en el cuerpo humano está colocado de forma increíble de manera que evita el desplazamiento del tendón pudiendo provocar el fenómeno cuerda de arco.

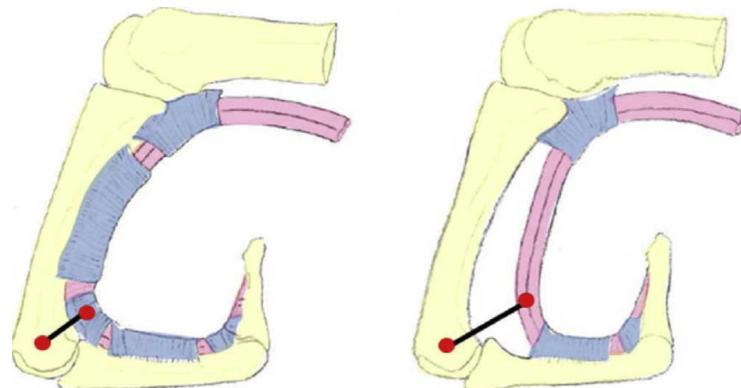


Figura 1.3.3 Movimiento Flexor.

El funcionamiento del tendón depende de la tensión del tendón y el brazo de palanca que es la distancia perpendicular entre el tendón y el eje en el que rota la articulación.

El momento de un tendón es la tensión por el brazo de palanca.

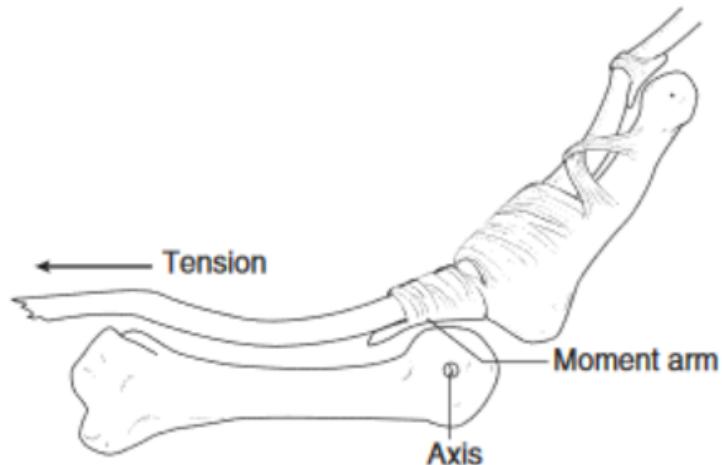


Figura 1.3.4 Palanca

La flexión sin resistencia sufre una fuerza de media de 3N mientras que si hay resistencia puede llegar a los 17N. Poniendo los dedos en puño puede llegar a los 70N y haciendo pinza a los 120N de fuerza.

Los movimientos que realiza el pulgar son la aducción, la abducción, la flexión y extensión y la oposición.



Figura 1.3.5 Movimientos del pulgar(Grados).

El pulgar puede realizar abducción palmar, sobre la palma y abducción radial alejándose del radio de la palma.

La oposición del pulgar es un movimiento formado por tres acciones, primero la aducción del pulgar entero que lo acerca hacia la palma y al resto de los dedos, luego la rotación de la

articulación del dedo para que la pinza se realice con la yema del dedo pulgar y por último la flexión de las articulaciones del pulgar que terminan el movimiento de oposición.

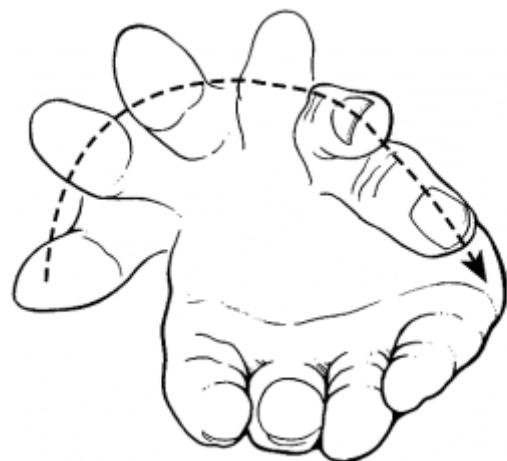


Figura 1.3.6 Movimiento de oposición.

2. ESTADO DEL ARTE.

2.1. PROTESIS DEL MERCADO

Haciendo revisión de los tipos de prótesis de mano que se han desarrollado con distintos tipos de tecnologías teniendo en cuenta las ventajas y desventajas que tienen un doble objetivo: por un lado sustituir la función perdida y por otra conseguir una apariencia estética, encontramos los siguientes tipos.

Por otro lado, para hacer una prótesis de mano debemos tener en cuenta los grados de libertad de éste habiendo en total 21 como se muestra en la Figura 1.

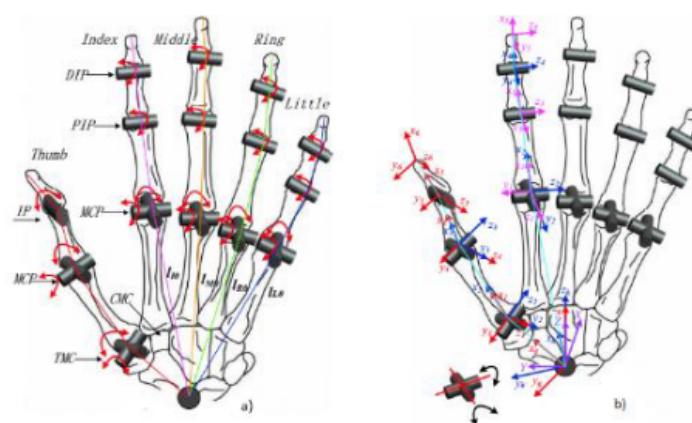


Figura 2.1. Modelo de la mano humana de 21 GDL de Qlang Zhan, a)modelo estructural y b)modelo cinemático

2.1.1 Prótesis estéticas

Las prótesis estéticas también conocidas como prótesis pasivas, puesto que solo cubren el aspecto estético y carecen de movimiento como se muestra en la Figura 2. Por otro lado requieren de menos mantenimiento por no tener piezas móviles respecto otros tipos prostéticos.



Figura 2.1.1.1. Prótesis estéticas

2.1.2 Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas son dispositivos que cumplen la función de apertura o cierre de la mano, limitadas a movimientos imprecisos y agarre de objetos grandes.

Para el movimiento, la señal mecánica se obtiene por medio de otro miembro del cuerpo como el codo u hombro donde, se implementa un arnés el cual se coloca en la espalda generando la movilidad de la prótesis por medio de una liga como se muestra en la siguiente Figura 3. El tamaño de la prótesis y número de ligas va a depender de la fuerza y el material para su fabricación, varía conforme a las necesidades de cada persona.

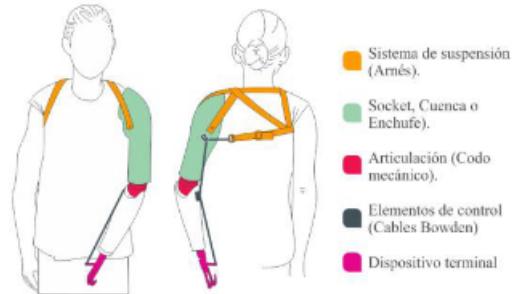


Figura 2.1.2.1 Prótesis mecánicas

Son prótesis de peso reducido de fabricación sencilla que mantiene el tono muscular y buen feed-back pero como se muestra carece de movilidad en la muñeca.

2.1.3. Prótesis eléctricas

Las manos eléctricas emplean motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo que pueden ser controlados por medio de servo-controles, botón con interruptor de arnés o botón pulsador con una batería recargable.

Se usa un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón, el socket, que logra la suspensión de éste por una succión. En comparación con el mecánico tiene un mejor agarre de objetos rápidamente y con precisión de forma activa gracias a sensores que tiene en los dedos como muestra la Figura 4. Por otro lado, tiene un alto costo así como su reparación, su exposición a ambientes hostiles y peso.



Figura 2.1.3.1. Prótesis eléctrica marca mediprax

2.1.4. Prótesis neumáticas.

Las prótesis neumáticas son accionadas por aire a presión que se obtiene por medio de un compresor, proporcionando una gran fuerza, precisión como muestra la Figura 5, donde tenemos la prótesis neumática Shadow sujetando un huevo y rapidez en los movimientos. Por el contrario tiene un mantenimiento costoso y dificultoso.



Figura 2.1.4.1 Prótesis neumática Shadow

2.1.5. Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas consisten en prótesis eléctricas controladas mediante contracciones musculares voluntarias del usuario. Para ello generalmente se colocan dos electrodos dentro del encaje los cuales van a estar continuamente en contacto con la piel y van a recoger la actividad generada por el músculo mientras se de la contracción y se traducen en tensión para el control de la mano prostética.

2.1.6. Prótesis híbridas

Las prótesis híbridas combinan sistemas de fuerza propia (corporal) y fuerza ajena(extracorpórea), es decir, combina el poder corporal con el mioeléctrico en una sola prótesis. Generalmente son usadas por amputados transhumerales.



Figura 2.1.6.1. Prótesis híbrida

2.2 PROTESIS CON TECNOLOGÍA.

Ya sabiendo los tipos de prótesis que ofrece el mercado, destacan las siguientes prótesis en orden de evolución así como se ha ido desarrollando la tecnología:

2.2.1. Prótesis biónica I-Limb

Esta prótesis consta de cinco dedos motorizados independientemente con un pulgar giratorio electrónicamente, proporcionando coordinación, delicadeza y destreza en los movimientos. Para su movimiento, se controla por varios mecanismos:

- Control por músculo donde los activadores son las señales musculares específicas que son los que indican a la mano biónica que active un agarre específico.
- Control por gestos
- Control por aplicación
- Control por proximidad

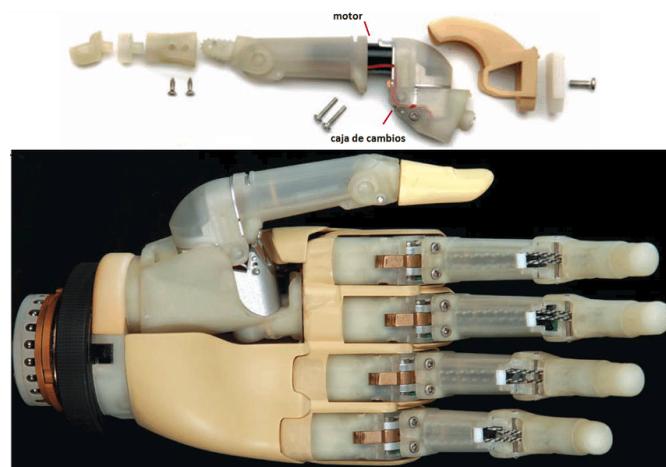


Figura 2.2.1.1. Prótesis biónica I-Limb

2.2.2. Prótesis Michelangelo

Se trata de una mano mioeléctrica, tiene una muñeca libre con flexo-extensión que perfecciona las posturas de agarre disminuyendo la necesidad de compensar con otras partes del cuerpo además de poder fijarla en extensión o flexión gracias a un botón en la muñeca.

Dentro de las opciones de agarre encontramos las siguientes:

- Agarre interdigital
- Agarre tridigital
- Agarre lateral
- Modo palma abierta



Figura 2.2.2.1 Prótesis Michelangelo

2.2.3. Prótesis bebionic.

Es una mano biónica que consta de microprocesadores que monitorizan constantemente la posición de cada dedo, posibilitando el control preciso y fiable de los movimientos. En comparación con la anterior, tiene catorce patrones de agarre y posiciones de mano que permiten realizar multitud de actividades con facilidad.



Figura 2.2.3.1. Prótesis bebionic

2.2.4. Prótesis CyberHand

Se trata de una mano biónica con tres dedos del todo operativos operados por motores diminutos, que proporcionan 16 grados de libertad los cuales están conectados mediante electrodos a las terminaciones nerviosas de cada persona.

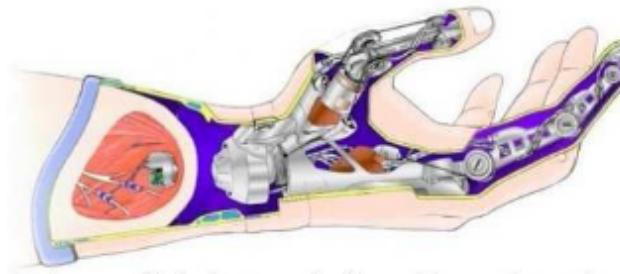


Figura 2.2.4.1 Prótesis CyberHand

3. DISEÑO PRÓTESIS DE MANO

3.1 Descripción de las piezas que lo conforman y sus uniones.

El objetivo de una prótesis de mano es intentar imitar la anatomía y funciones vitales que tienen para mejorar la calidad de vida del paciente que lo necesita. Es decir que cumplan funciones como sostener un objeto en la palma de la mano o coger un cubierto para poder alimentarse. En este apartado se describirán las piezas necesarias que podría tener un prototipo de prótesis de mano.

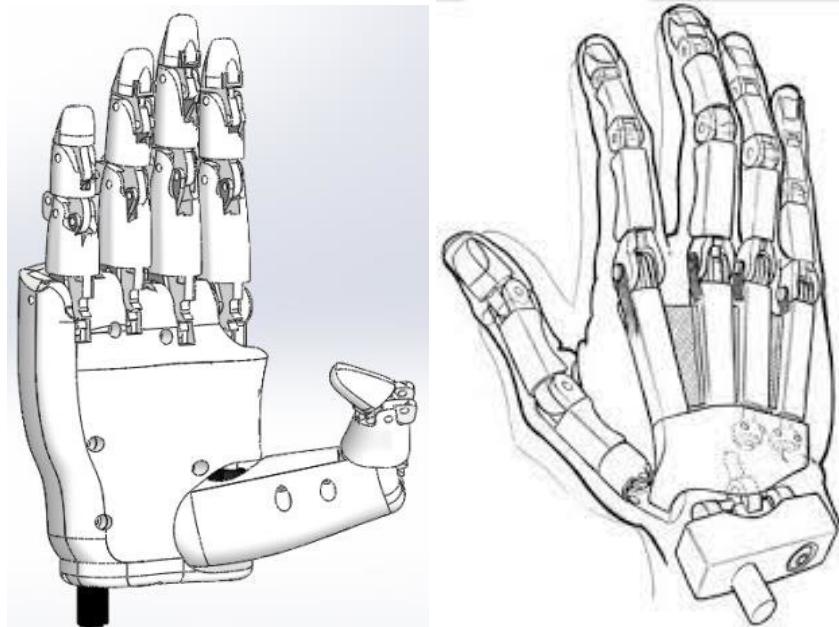


Figura 3.1.1 Diseño de las piezas de protesis de mano

3.1.1 Dedos.

Uno de los elementos importantes de las manos son los dedos, en especial el pulgar, índice y corazón dado que son los tres dedos más usados debido a la pinza. Como hemos dicho antes en el apartado de anatomía de la mano, los dedos anular, medio, meñique e índice tiene el mismo números de falanges.



Figura 3.1.1.1 Anatomía de la mano.

Las falanges distal media y proximal son los huesos encargados de realizar esos movimientos básicos de la vida cotidiana. Por lo que tendremos tres piezas a las que llamaremos eslabones que representarán esas falanges teniendo siempre en cuenta su medidas de la mano humana.

Luego tenemos los metacarpianos, los cuales son huesos que forman la palma de la mano. Estos diseñan después de haber diseñado la palma de la mano en la cual se construirán unos huecos en los que se unirán esos metacarpianos. Estos metacarpianos sostendrán las falanges proximales y así sucesivamente de forma ascendente hasta alcanzar las falanges distales.

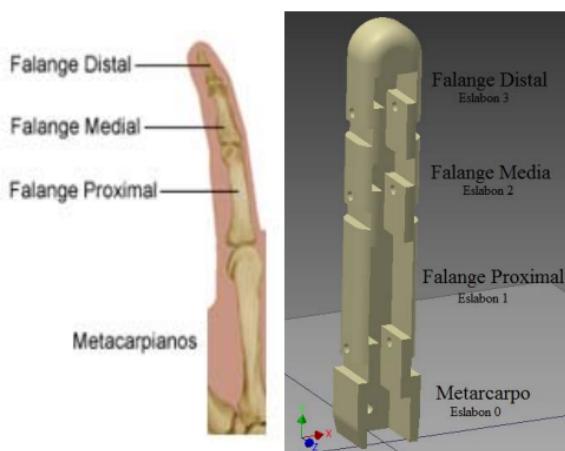


Figura 3.1.1.2 Piezas usadas en la protesis para las falanges.

Asimismo hay que tener en cuenta que el dedo pulgar está solamente formado por las falanges distal y proximal que estarán unidos a su metacarpo. En este caso el metacarpo lo haremos distintos para que pueda el pulgar hacer los movimientos oponibles como la de aducción y abducción que lo diferencia de los demás dedos.

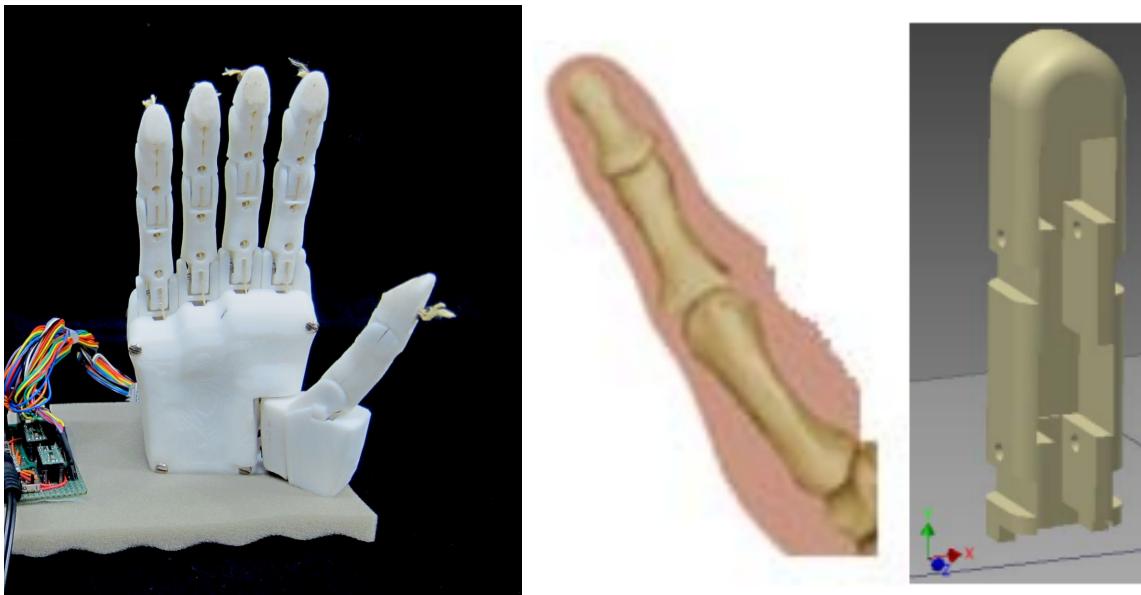
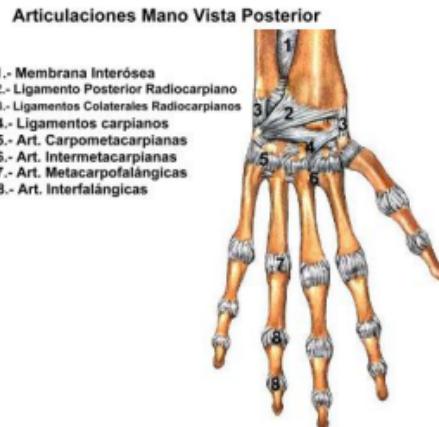


Figura 3.1.1.3 Resultado final en una protesis.

3.1.2 Articulaciones de los dedos.

Como hemos mencionado anteriormente, la mano tiene 8 tipos de articulaciones, incluyendo la muñeca



El movimiento que se requiere en las falanges es rotacional en un solo eje. Por consiguiente en las uniones entre falanges y metacarpianos haremos dos agujeros en los cuales pondremos un objeto cilíndrico que puede ser un tornillo. Estos tornillos suelen ser de bronce dado que tiene mucha resistencia al rozamiento pero también se han usado de acero o titanio.

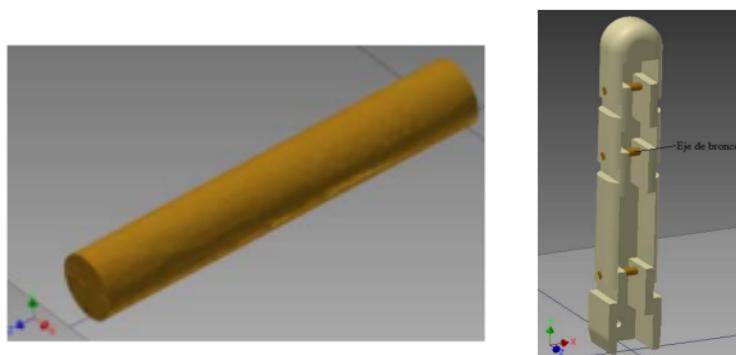


Figura 3.1.2.1 Pieza que hace unión entre las distintas piezas de las falanges.

3.1.3 Palma

La palma es la parte cuya función es unir y vincular los 5 dedos. Su diseño se hace de tal forma que haya unos espacios para cada uno de los dedos, en este caso de los metacarpianos, además del número necesario de agujeros para las conexiones que nos permitirán que se mueva la mano tal y como quiera la persona que la porta. En los que podremos ver las 5 uniones con sus respectivos dedos y además los orificios donde se unen con los tornillos.

De la misma forma, es necesario diseñar junto a la palma una tapa dado que la pieza es hueca. Por consiguiente, necesitamos un lugar que sea un punto de apoyo para los objetos que se quiera sujetar.

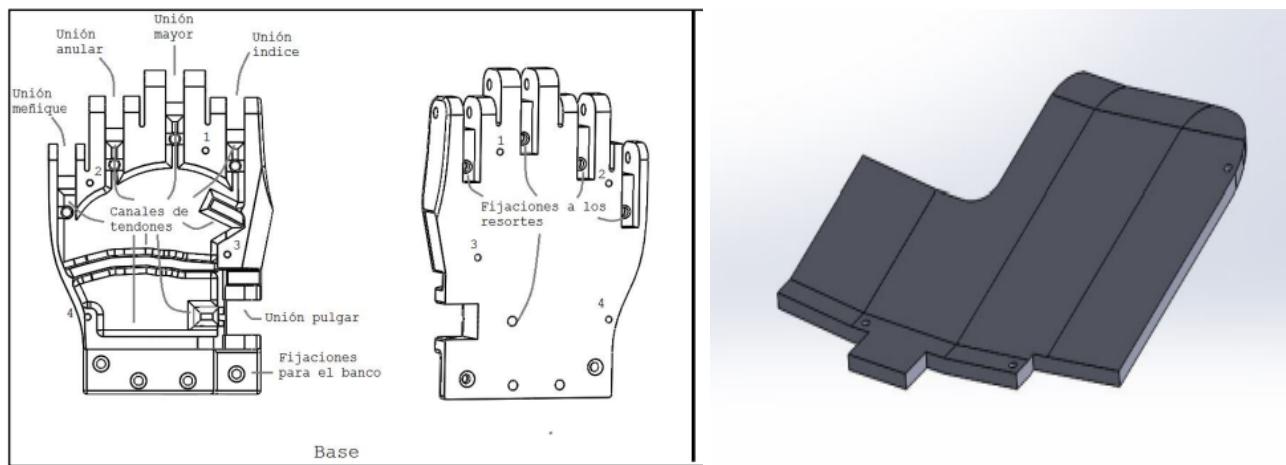


Figura 3.1.3.1 Pieza de una palma en una protesis de mano.

3.1.4 Antebrazo.

El diseño del antebrazo que nos sirve como mecanismo para el movimiento de los dedos donde estarán los servomotores transmitiendo a través de un hilo de nailon que causará por ejemplo en movimiento de flexión de estos.

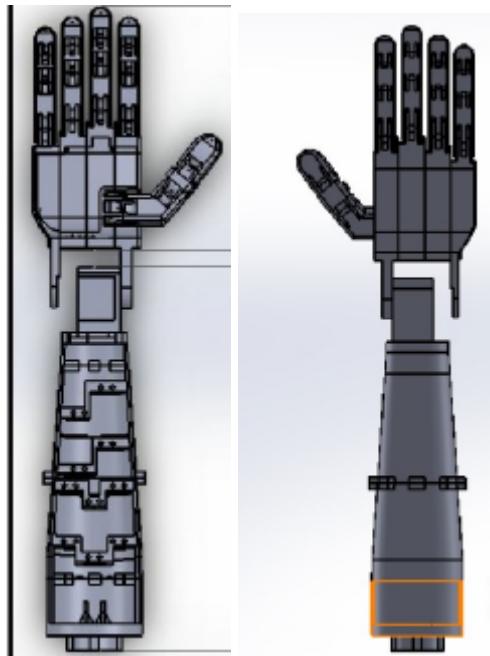


Figura 3.1.4.1 Ejemplo de diseño del antebrazo.

Además habrá una estructura que unirá la prótesis con el cuerpo de la persona que la porta o con la otra parte de una prótesis de brazo en algunas ocasiones. Lo podemos ver en la siguiente imagen:

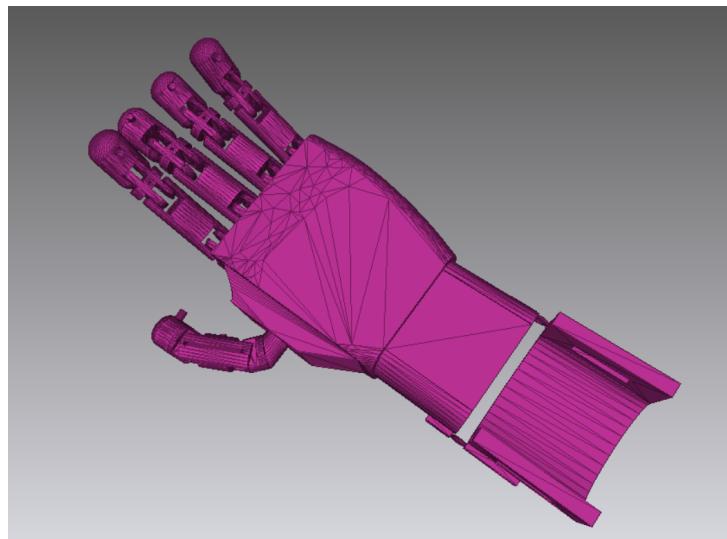


Figura 3.1.4.2 Ejemplo de diseño de la unión del antebrazo (socket) con el brazo.

3.2 Materiales empleados y sus propiedades.

En este apartado se hará un estudio de los diferentes materiales que se han usado o se usarán y sus propiedades para la fabricación de la prótesis de mano. El objetivo del diseño de la prótesis es que sea ligera y resistente. Teniendo estos factores en cuenta, se hará un análisis de las propiedades biomecánicas de los siguientes materiales: Acero, Aluminio, Fibra de Carbono, Titanio, Nylamid, PLA y Polímero de ABS. En este proyecto, en los estudios mecánicos, veremos las propiedades biomecánicas del PLA y el acero. Sin embargo, no nos podemos olvidar de los 3 materiales más empleados en la fabricación de prótesis:

3.2.1 Aluminio.

El aluminio es un material metálico que tiene unas buenas propiedades mecánicas como, baja densidad y gran facilidad para moldear. Las propiedades de este material se encuentran resumidas aquí:

Densidad	2,7 g/cm3
Límite Elástico	110-170 MPa
Resistencia a Tracción	130-195 MPa
Modulo de Young	6.3-7
Coeficiente de Poisson	0.33

Tabla 3.2.1.1 Propiedades Biomecánicas del aluminio.

3.2.2 Fibras de carbono.

La fibra de carbono es un material polimérico. El gran inconveniente es el precio. No obstante tiene unas propiedades biomécanicas excelentes para su uso en protesis por su elevada resistencia mecánica y módulo de elasticidad y su baja densidad. Las propiedades de mecánicas de este material se encuentran aquí:

Densidad	1,87 g/cm3
Límite Elástico	2500 MPa
Resistencia a Tracción	4000 MPa
Modulo de Young	500 MPa
Coeficiente de Poisson	0,28

Tabla 3.2.2.1 Propiedades Biomecánicas de las fibras de carbono.

3.2.3 Titanio

El titanio es un elemento metálico que se usa principalmente para preparar aleaciones ligeras y fuertes. Es un material muy utilizado como sustituto de los huesos y cartílagos en cirugía debido a su gran biocompatibilidad, baja densidad y alta resistencia. El más usado de todas sus aleaciones es el titanio Gr5. Las propiedades mecánicas de este material se encuentran en:

Densidad	4500kg/m ³
Módulo de Young	110GPa
Límite de elasticidad(Yield Strength)	790MPa
Coeficiente de Poisson	0.34
Tensión de rotura	860MPa

Tabla 3.2.3.1 Propiedades Biomecánicas del titanio Gr5.

4. ESTUDIOS MECÁNICOS CON EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

Con el objeto de hacer un análisis mecánico de la prótesis, el mejor método es hacerlo por el método de elementos finitos. Un “todo” se divide en formas geométricas simples que son los elementos finitos. Nos permite determinar cuál material puede ofrecernos un mejor resultado al aplicar una carga al modelo. Por otro lado, el análisis muestra las zonas de diseño donde se concentran tensiones y determina si el modelo soporta la carga requerida o, por el contrario, se rompe.

Ahora vamos a comentar tres estudios sobre protesis de manos que hemos encontrado.

4.1 Diseño y Manufactura de Prótesis Infantiles para Miembros Superiores.

El siguiente análisis mecánico de una prótesis de mano lo hemos hecho gracias a la ayuda del artículo científico llama “ **Diseño y Manufactura de Prótesis Infantiles para Miembros Superiores por Debajo del Codo Mediante Ingeniería Inversa** ” cuyos autores son **E. Pozo , E. Medina , and A. Pazmiño** de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Ecuador. El objetivo de su artículo era construir una prótesis con sus principales elementos como son socket donde se inserta el cuerpo del paciente a la prótesis, antebrazo y la mano para niños. La principal y única función del tipo de prótesis es satisfacer los deseos del paciente respecto al peso, apariencia física, material, conformación y comodidad de la prótesis (cosmético). Tienen movimientos simples y funcionales (vestirse, comer...) Su diseño es el siguiente:



Figura 4.1.1. Diseño de la protesis de mano del estudio.

Con el objetivo de hacer un análisis mecánico de la prótesis, el mejor método es hacerlo por el método de elementos finitos. Un “todo” se divide en formas geométricas simples que son los elementos finitos. Permite determinar cuál material puede ofrecernos un mejor resultado al aplicar una carga al modelo. Por otro lado, el análisis muestra las zonas de diseño donde se

concentran tensiones y determina si el modelo soporta la carga requerida o, por el contrario, se rompe. Por lo que se utilizó este método con el Software de Ansys para su análisis.

Lo primero que se hizo es meter la características del material que se iba a usar siendo el PLA. El Ácido Poli láctico (PLA) es un polímero relativamente nuevo, hecho por materiales biológicos. Una de las grandes ventajas para esta prótesis es su biodegradabilidad. Aunque su gran desventaja es que no debería de estar cerca de comida ya que no es seguro y al dejarla al sol mucho tiempo se puede llegar a blandar. Sin embargo, para las fuerzas a las que se somete esta prótesis es adecuado. Además que este filamento es de lo mejor que hay en el mercado para imprimir en 3D que es lo que se pretendía hacer en este estudio y no presenta contraindicaciones para el contacto con la piel según referencias de investigaciones. Sus características biomecánicas son las siguientes:

Densidad	1.24 kg m ³
Modulo de Young	3500MPA
Coeficiente de Poisson	0.39
Límite elástico	50 Pa
Tensión de Rotura	60 Pa
Compressive Yield Strength	80 Pa

Tabla 4.1.1. Propiedades biomécanicas del PLA usadas por el estudio

Se generó una malla

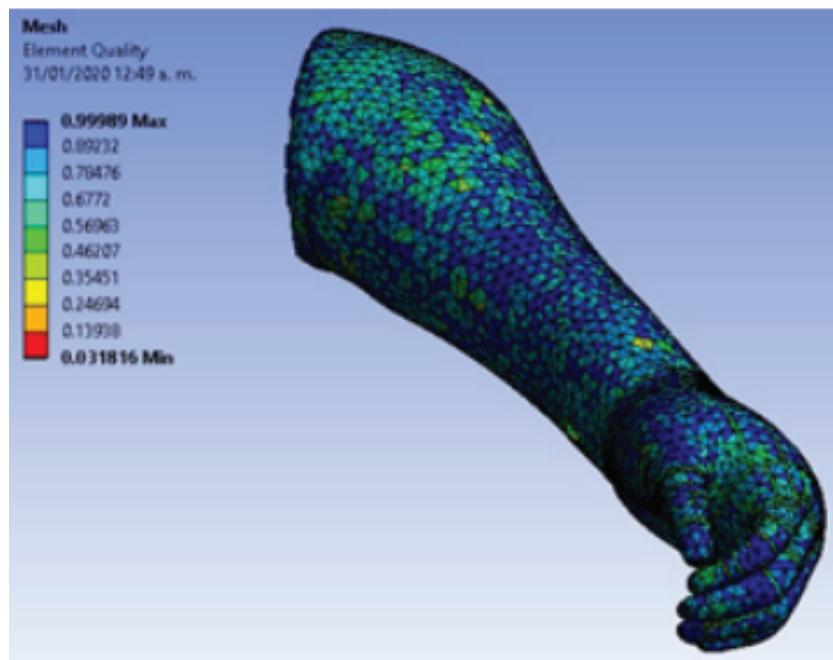


Figura 4.1.2. Mallado del diseño de la protesis.

El objetivo de este análisis fue investigar las fuerzas involucradas en y alrededor de varias articulaciones del cuerpo humano para diferentes condiciones posturales y de carga. Se realizaron separando el cuerpo en dos partes en la articulación de interés y dibujando el diagrama de cuerpo libre de una de las partes.

Consideraron como actividad para analizar esas fuerzas a una persona en un aparato de ejercicio que sostiene un asa que está conectada a un cable como se muestra.

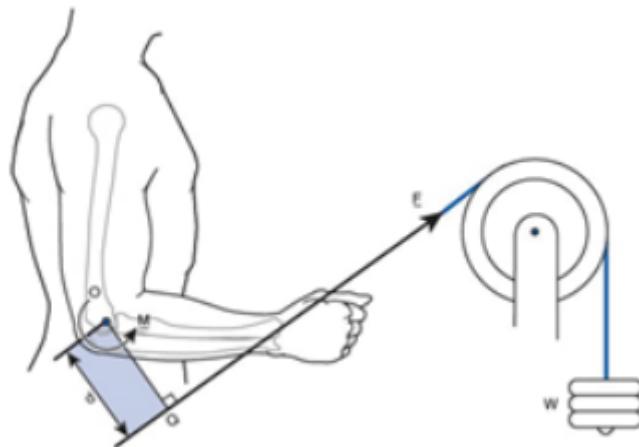


Figura 4.1.3. Actividad física la cual se va hacer su estudio biomecánico.

Se consideró que el valor del peso era igual a 50N. Además de tener en cuenta las siguientes fuerzas de reacción de los músculos y articulaciones opuestas de igual magnitud:

Braquial	987,3N
Braquiorradial	261,3N
Bíceps largo	624,3N

Tabla 4.1.2. Fuerzas de los músculos implicados.

Las condiciones de contorno las pusieron en la parte del socket que va estar en contacto con el resto del brazo del paciente.

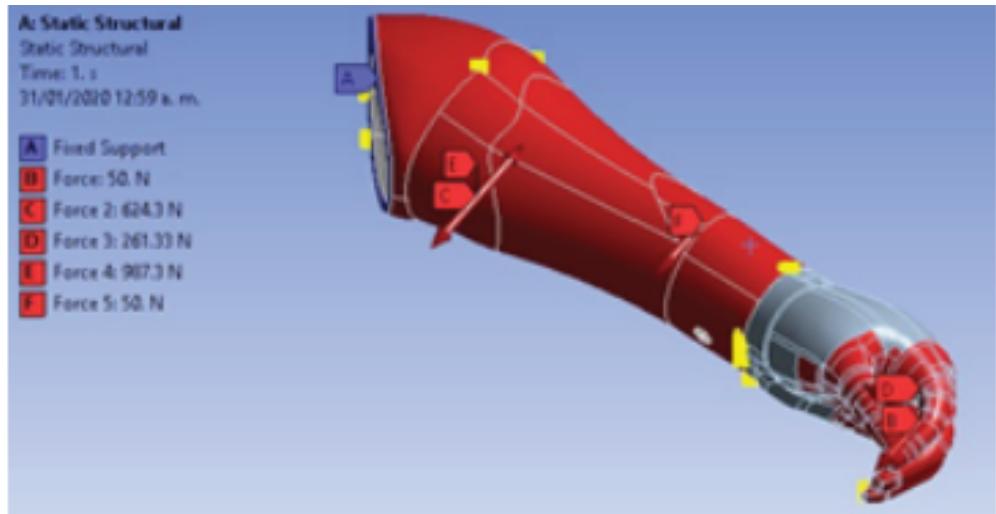


Figura 4.1.4. Fuerzas aplicadas a la protesis

Al ir al Mechanical en Ansys, se generó una simulación de la combinación de esfuerzos mecánicos y deformaciones producidas por las fuerzas anteriormente comentadas. Gracias a esto, nos permite analizar el comportamiento de la prótesis cuando realice su función, permitiendo analizar el funcionamiento de la prótesis sin necesidad de construirla.

Analizando su deformación, podemos observar que tiene una deformación máxima de 1,2mm. Se ve en la zona de las falanges distales, se podría deber a que es la zona que sujet a la cuerda para producir ese movimiento.

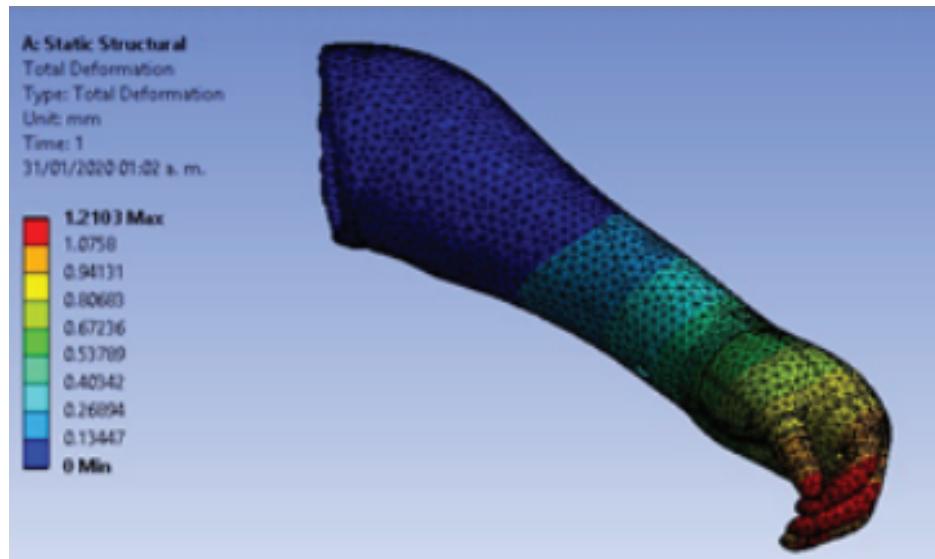


Figura 4.1.5. Deformación Total de la protesis

Otro parámetro a analizar es la Tensión de Von-Misses la cual nos permite comprobar con el esfuerzo admisible del material utilizado, siendo un esfuerzo máximo de 4,13 MPa.

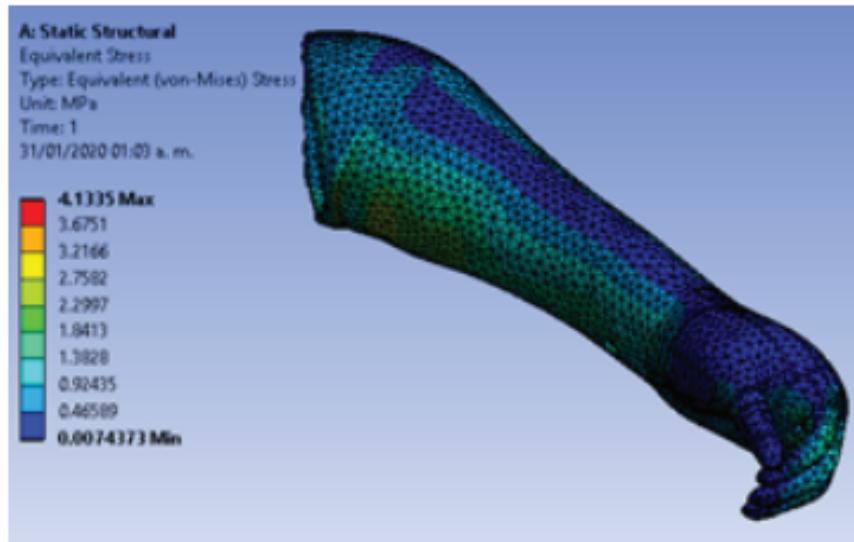


Figura 4.1.6. Tensión de Von-Misise de la prótesis

En cuanto a analizar si esa prótesis no se va a romper con esas fuerzas a la que la hemos sometido analizamos el factor de seguridad. Obtenemos un valor máximo de 15 dado que los esfuerzos generados son menores al esfuerzo del PLA de 60 MPa. El mínimo que es el que nos interesa es de 6.05 y como es mucho más mayor a 1, esta prótesis está segura para utilizarla con este movimiento.

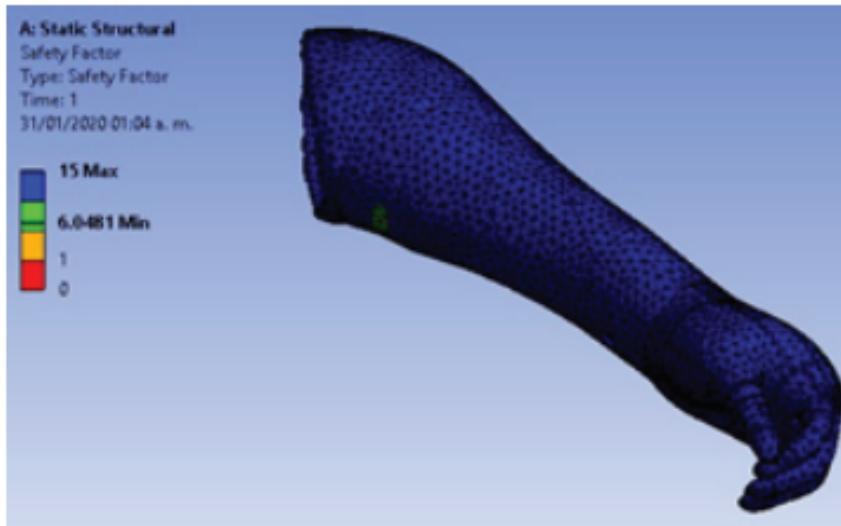


Figura 4.1.6 Factor de seguridad de la prótesis.

En conclusión podemos afirmar que su comportamiento es aceptable y que las propiedades del PLA son las necesarias para esta prótesis.

4.2 Diseño y Manufactura de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano.

Proseguimos con una prótesis de mano con una muñeca de dos grados de libertad para un paciente en específico, llevándolo a cabo gracias al proyecto técnico de TFG “Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad para un prótesis biomecánica de

mano” cuyos autores con **Caldas Maurad Wilson** y **Castillo Tenesaca Christian**, de la Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca.

El objetivo de este artículo es realizar un diseño de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad, pudiendo realizar movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión permitiendo el desarrollo de actividades de la vida cotidiana siendo este el diseño final:

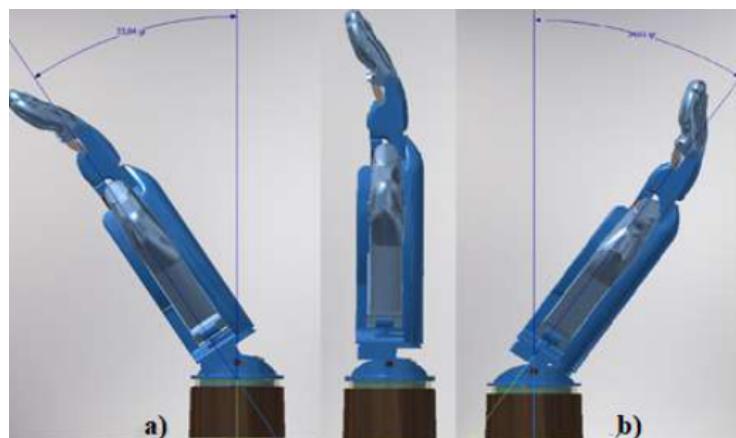


Figura 4.2.1. Imagen recuperada del artículo mencionado. Animación en Autodesk Inventor donde se muestran los movimientos a) flexión b) extensión



Figura 4.2.2. Animación en Autodesk Inventor donde se muestran los movimientos a) supinación b) pronación.

Para realizar nuestro modelo, nos vamos a centrar en una porción de lo que es una prótesis de mano completa, la muñeca, cuyo modelo final es el siguiente:

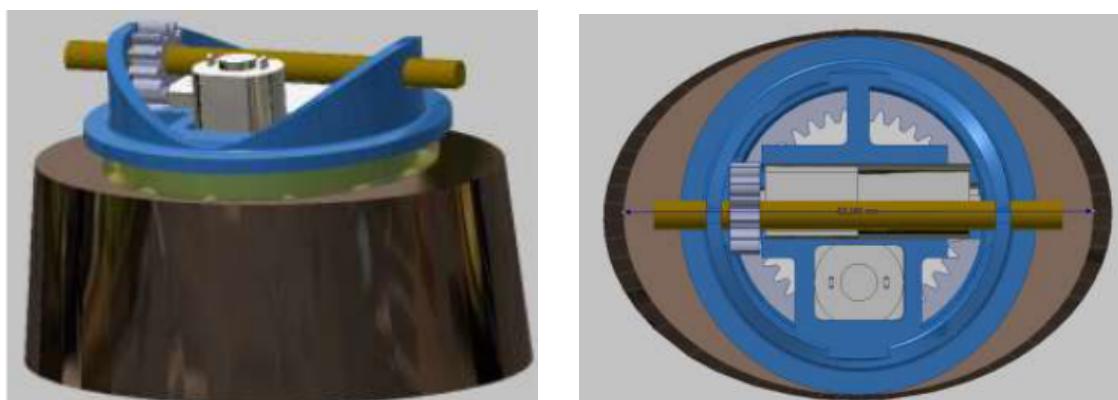


Figura 4.2.3. Modelo final del engranaje de muñeca vista lateral y superior.

Lo primero de todo, se eligen los materiales que se van a usar en el modelo. En nuestro caso el acero AISI 4140 para los engranajes y el acero SAE 1018 para el eje donde van a ir unidos los mecanismos cuyas propiedades son:

Propiedad	Unidad
Esfuerzo de cedencia	70 kg/mm ²
Elongación, A5	min 12 %
Reducción de área, Z	Min 50 %
Resistencia al impacto, KU	aprox. 25 J
Dureza	275-320 HB

Tabla 4.2.1. Propiedades mecánicas del acer AISI 4140.

Propiedad	Unidad
Esfuerzo de fluencia	304 MPa
Resistencia a la tracción	500 - 696 MPa
Elongación, A5	20 %
Dureza	163 HB

Tabla 4.2.2. Datos técnicos acero SAE 1018.

Este modelo consiste en un cuerpo, donde se van a acoplar los distintos componentes para el mecanismo. Para los engranajes del **movimiento flexión-extensión**, se emplea un engrane (G) y un piñón (p) con dientes rectos, de forma que, permite que, al girar el engrane pueda tanto flectar como extenderse. Posteriormente, determinadas las dimensiones de la muñeca y microprocesador, entramos en el modelado del cuerpo de muñeca mencionado y validando los engranajes por elementos finitos en ANSYS.

Para ello, ya con los materiales incluidos y una vez realizado el diseño en el Design Structural, continuamos con el Design Model, resolviendo el mallado de la pieza donde obtenemos 9830 elementos.

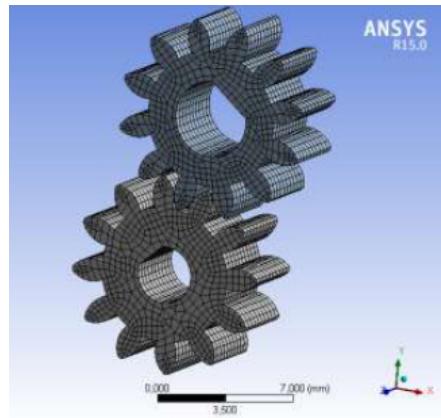


Figura 4.2.4. Mallado del sistema de flexión- extensión.

Para simularlo, se va a someter el sistema a condiciones desfavorables donde el engrane conductor (parte inferior del sistema) está sujeto a la condición de soporte sin fricción mientras que el engrane conducido (parte superior) permanece fijo, simulando una traba en el sistema de engranes donde el motor ejerce un torque constante de 1180 N·mm sobre el engrane conductor.



Figura 4.2.5. Restricciones de simulación en el sistema flexión- extensión.

Otro factor a tener en cuenta es el esfuerzo al cual están sometidos los perfiles de los engranes en contacto, donde se obtiene un esfuerzo máximo de 128.68 MPa en la zona de rozamiento, los flancos, del engrane conducido.

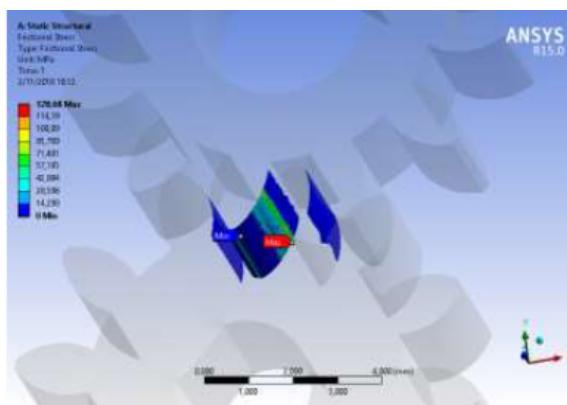


Figura 4.2.6. Esfuerzo por fricción obtenida en el sistema flexión- extensión.

Continuamos con el esfuerzo equivalente de Von-Mises, obteniendo un valor máximo de 307.37 MPa en el engrane conductor como se muestra en la Figura 4.2.7..

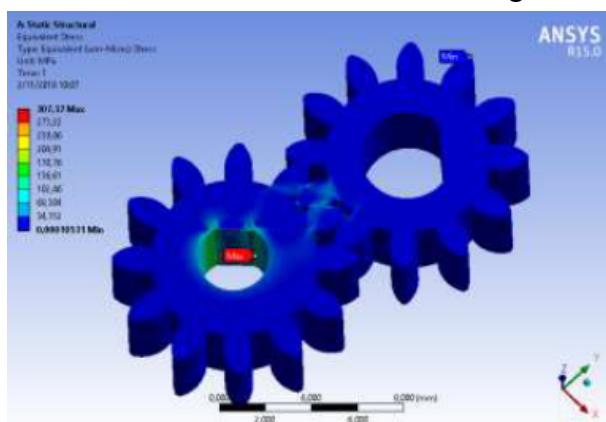


Figura 4.2.7. Esfuerzo equivalente de Von-Mises por fricción en el sistema flexión-extensión.

Por otro lado, para realizar el **movimiento pronación-supinación**, va a consistir en un piñón de dientes rectos(p) y un engrane interno(G) donde, el piñón va a girar internamente encajando los dientes de manera que unas ruedas, las motrices, arrastran a las otras, que son las arrastradas, por el engrane permitiendo que la mano gire. Ambos modelos de engranajes vienen alimentados por un micromotor Pololu 1000:1.

Comenzamos resolviendo el mallado del sistema donde obtenemos 15303 elementos.

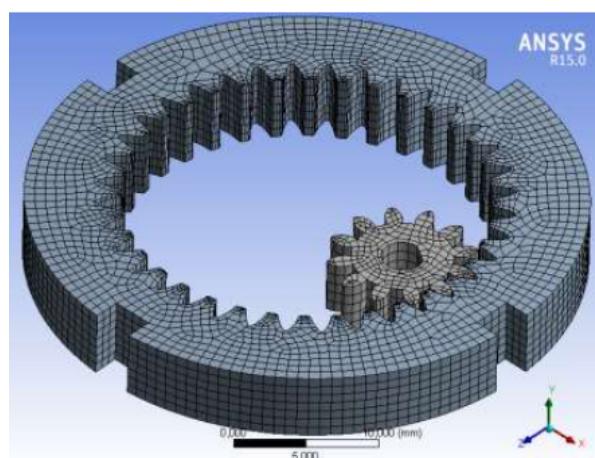


Figura 4.2.8. Mallado del sistema de pronación- supinación.

Ahora, indicamos las condiciones de la simulación a las cuales van a estar sometidas el sistema de engrane interno (pieza redonda externa) y el piñón (pieza interna).

Primero, el engrane interno, donde las ranuras y el perfil de la corona, zona en contacto con el piñón, está restringida a permanecer fija. Por otro lado, el piñón tiene una restricción de soporte sin fricción y una torsión constante de 1180 N·mm.

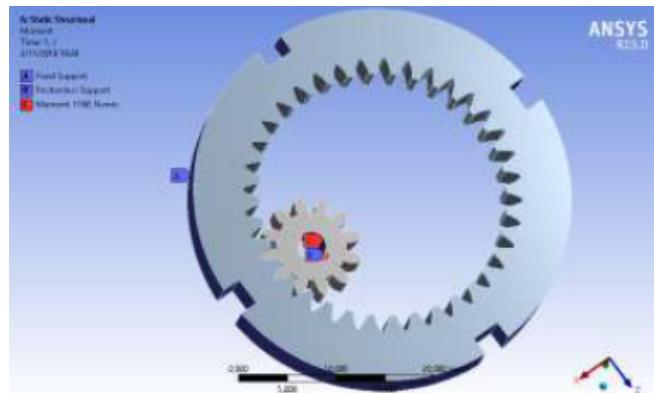


Figura 4.2.9. Restricciones de la simulación del sistema de pronación- supinación.

El esfuerzo provocado por la fricción entre el piñón y los perfiles de los dientes del engrane interno, tiene un esfuerzo máximo de 58.241 MPa en la cara interior del diente, el flanco, que se trata de la zona de rozamiento del engrane interno.

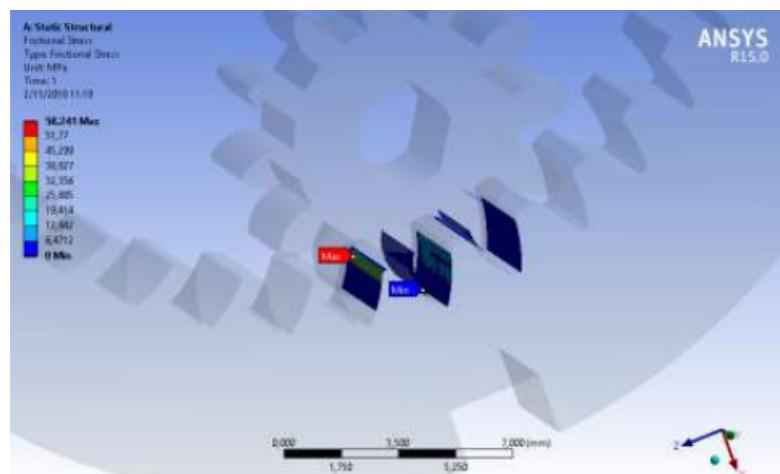


Figura 4.2.10. Esfuerzo causado por la fricción en el sistema de pronación- supinación.

Otra simulación a realizar es calcular el esfuerzo equivalente de Von-Mises, obteniendo un valor máximo de 105.57 MPa en el engrane conductor.

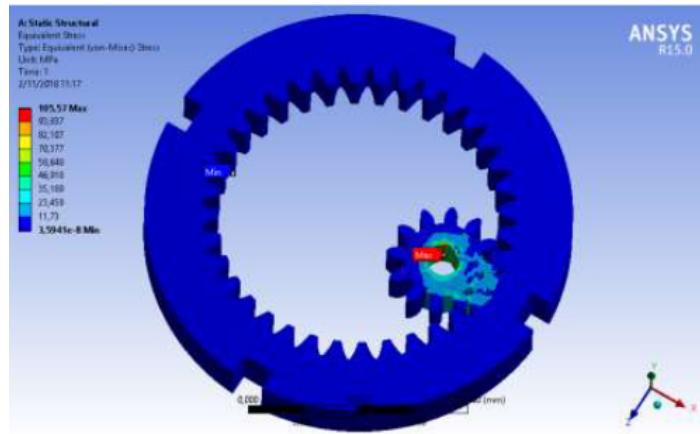


Figura 4.2.11. Esfuerzo equivalente de Von-Mises obtenido en el sistema de pronación-supinación.

Finalmente, nos aseguramos que tenga un factor de seguridad superior a 1, garantizando que el sistema sea resistente a la fuerza aplicada. Como podemos observar en la siguiente figura, tiene un valor mínimo de 6.50, ubicado en la sección donde se produce la restricción de contacto sin fricción.

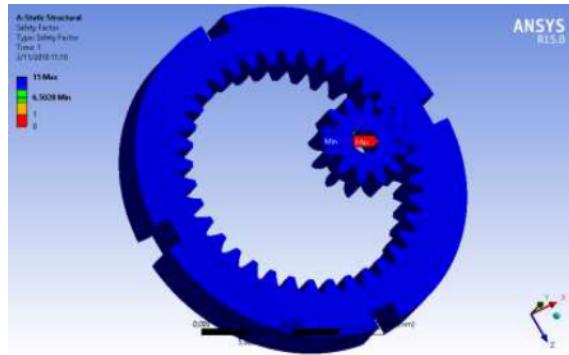


Figura 4.2.12. Coeficiente de seguridad del sistema de pronación- supinación.

Por último, el sistema completo consta del eje que donde se acoplan los dos mecanismos de movimiento de la muñeca. El material del eje es un acero de transmisión SAE 1018 cuyas propiedades vienen en la Tabla 4.2.2.. El diseño va a consistir en una Para ello resuelvo el mallado del eje con 67903 elementos.

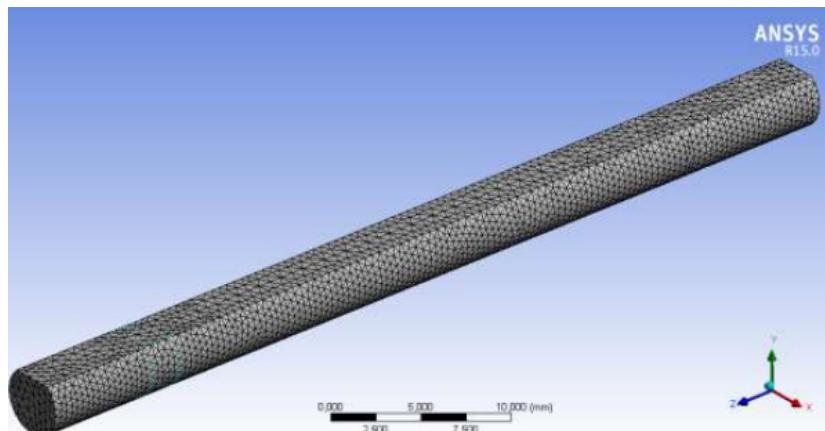


Figura 4.2.13. Mallado del eje de la prótesis.

En la Figura 4.2.14. se indican los datos de entrada de los engranes y las restricciones, que son los puntos amarillos, D y E con condiciones de desplazamiento.

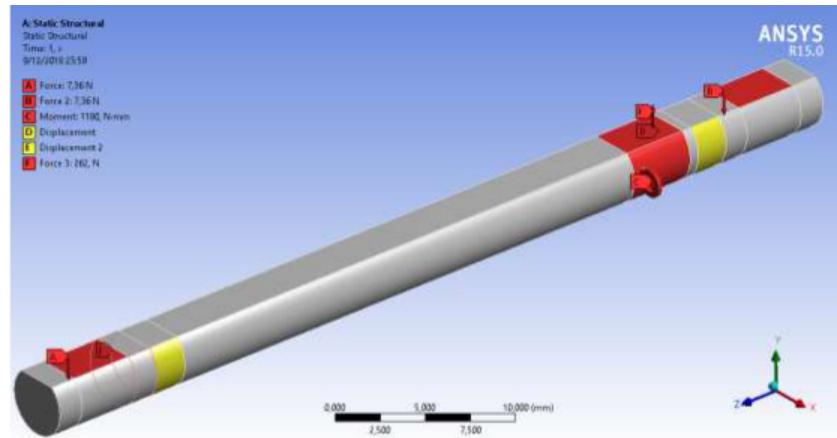


Figura 4.2.14. Datos de entrada del eje y restricciones.

Se muestra el esfuerzo equivalente de Von-Mises con un esfuerzo máximo de 262.84 MPa que corresponde con la zona roja, extremo de la restricción del punto B, concluyendo que es la zona más crítica del eje.

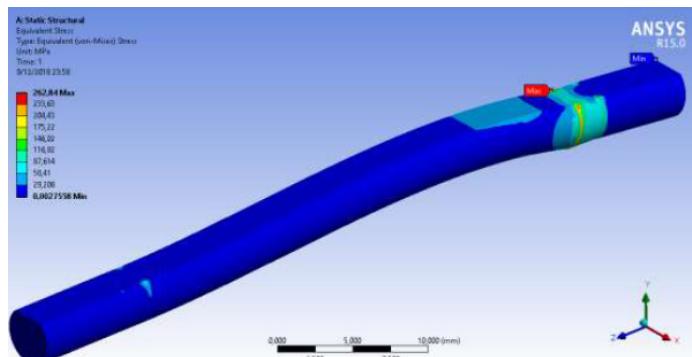


Figura 4.2.15. Esfuerzo equivalente de Von-Mises en el eje.

Por último, el factor de seguridad donde se muestra en la Figura 4.2.16. que tiene un mínimo de 1.5 en la misma zona del esfuerzo equivalente de Von-Mises aunque en el extremo contrario de la restricción.

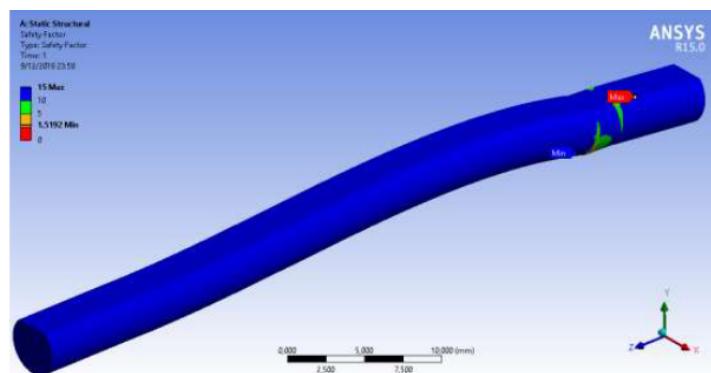


Figura 4.2.16. Coeficiente de seguridad en el eje.

Podemos concluir que el sistema de muñeca tiene un comportamiento favorable con los tipos de acero escogidos.

4.3 Diseño, Manufactura y simulación de los dedos de una prótesis biomecánica de mano.

El siguiente estudio se ha realizado con la ayuda de el Trabajo de fin de grado de **Daniel Lopesino Rivera, “Análisis y mejora del diseño de una mano protésica”**.

Los dedos de una mano están formados por tres falanges excepto el pulgar que solo posee dos. Para ser lo más fiel a la realidad posible estos modelos están formados por tres piezas que se unen entre sí, falange proximal medial y distal de mayor a menor cercanía a la palma de la mano donde están los metacarpos. Estas piezas se unirán entre ellas por unas barras de unión que tendrán su fijación en unas hendiduras de las dos falanges que unan.

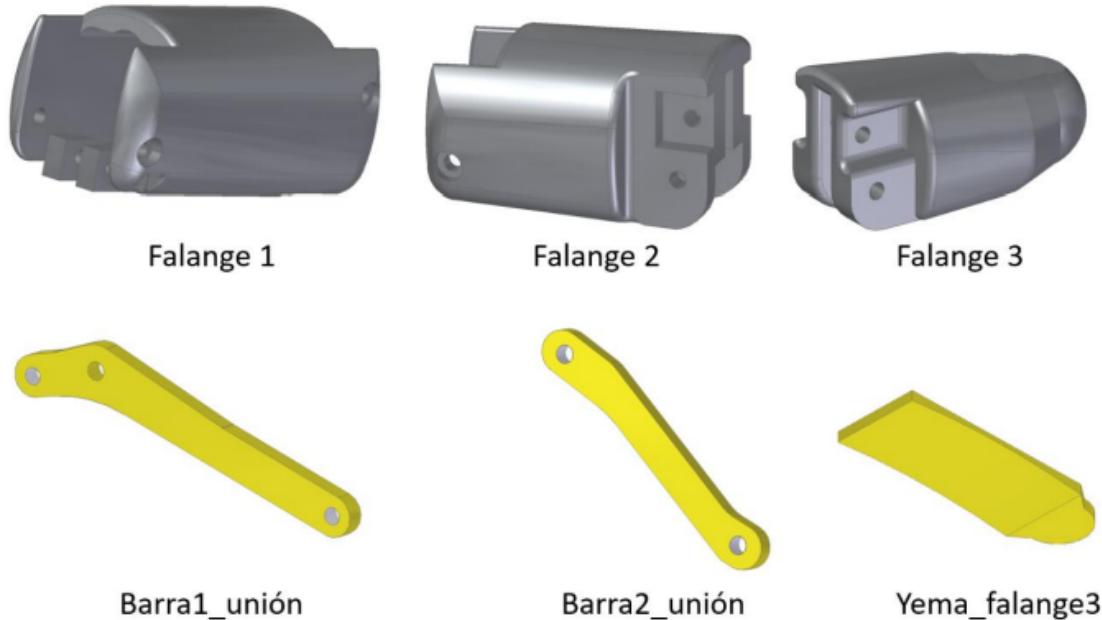


Figura 4.3.1 Piezas de los dedos y uniones de la protesis.

Las medidas son las siguientes:

Falange	Medida (mm)
Proximal	50
Media	35
Distal	25

Tabla 4.3.1. Medidas de las falanges

Para la fabricación de las falanges se utilizará PLA y para la yema de los dedos Smart Fil Flex que es un material flexible y de mayor coeficiente de fricción y rozamiento, aportando a la prótesis un mejor agarre. Este modelo permite un giro de la primera falange hasta un

angulo de 41 grados. La falange tres puede llegar a formar un angulo de 90 grados con respecto a su posición inicial.

Sr. No	Property	Values	Units
1	Viscosity of PLA	0.265-0.467	M Ps-s
2	Density of PLA	1.25	gm/cm ³ at 21.5°C
3	Thermal conductivity	0.13	W/M ⁰ K
4	Thermal diffusivity	0.056	m ² /sec
5	Specific heat	1800	J/Kg ⁰ K
6	Feed rate	2.247-2.67	m/sec
7	Yield Tensile Strength	52	(MPa)
8	% Elongation at Yield	10-100	%
9	Flexural Modulus	345-450	(MPa)
10	Melting Point	120-170	(°C)
11	Glass Transition Temperature	54-56	(°C)
12	Shear Modules	2.4	GPa

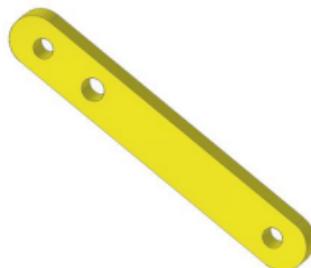
Tabla 4.3.2. Propiedades biomécanicas usadas del PLA.



Falange 1t



Falange 2t



Barra1t_unión



Yema_falange2t

Falange	Medida (mm)
Proximal	40
Distal	32

Figura 4.3.2 y Tabla 4.3.3. Medidas de las falanges y diseño.

Este modelo permite un giro de las falanges del dedo pulgar hasta hacer un angulo de 40 grados.

Estos dedos se fijarán a la prótesis completa por lo que sería en una mano real los nudillos marcados en este modelo de azul.

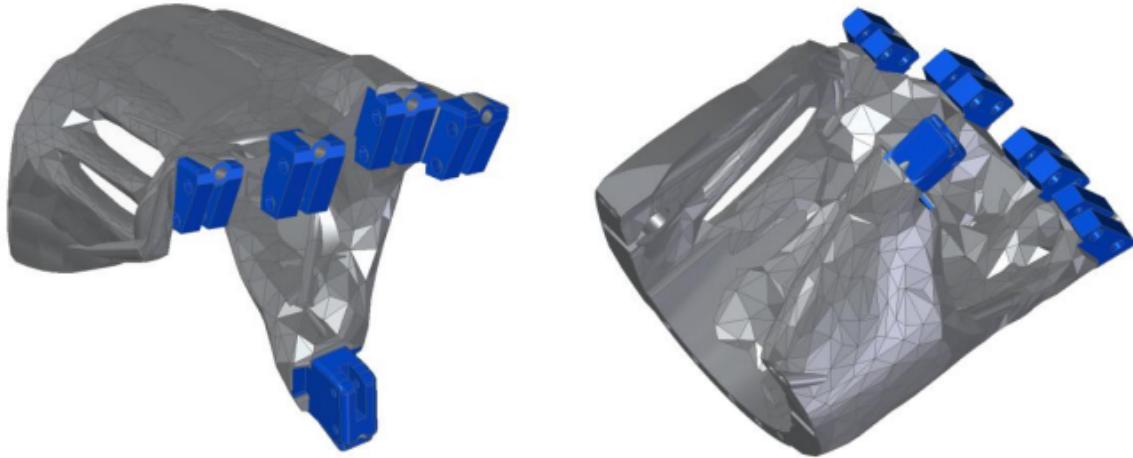


Figura 4.3.3 Diseño de la unión de los dedos con la palma de la protesis.

Ahora procederemos a estudiar la simulación en ansys de las piezas mencionadas anteriormente, empezando por las falanges en solitario.

Al ser el PLA un polímero se comportará como tar, primero teniendo propiedades elásticas recuperables y una vez excedidas esas fuerzas si se supera el límite elástico entra en plasticidad, deformación no recuperable, rompiéndose posteriormente si se supera el límite plástico.

Para realizar esta simulación someteremos a la estructura de las tres falanges a una fuerza de 25N en el eje X y 5,5N en el eje y, que intenta simular el par de fuerzas máximo que soporta una mano real en este tipo de movimientos. La fijación se encuentra en el extremo derecho de la pieza.

La barra de unión tiene un total de 18.450 nodos, ya que se necesita mucha precisión en esta toma de medidas.

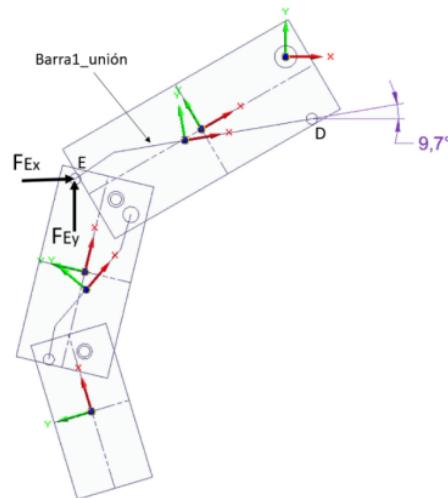
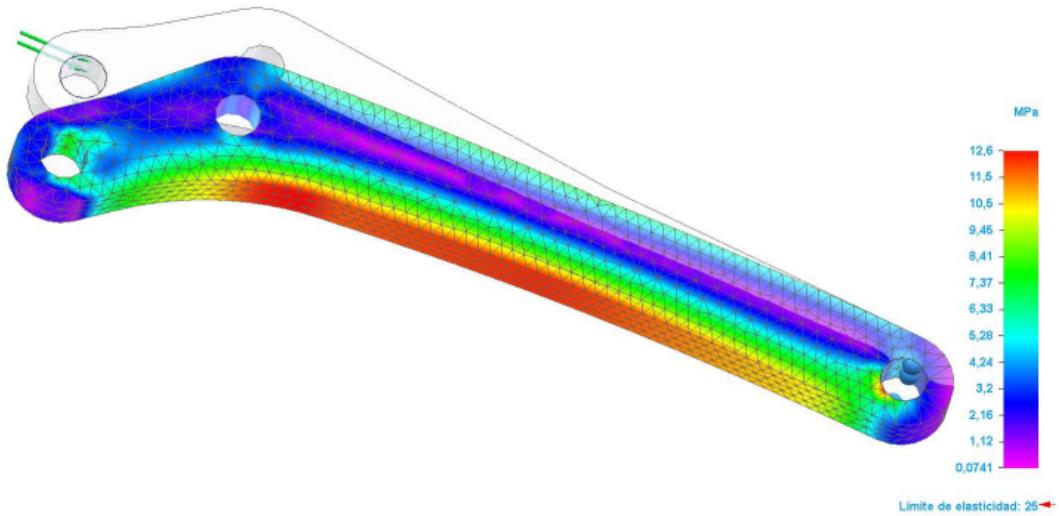


Figura 4.3.4 Fuerzas en las falanges.

Analizamos la tensión de von mises solo sobre el cuerpo que queremos analizar que es la barra de unión



Extensión	Valor
Mínima	0,0741 MPa
Máxima	12,6 MPa

Figura 4.3.6 Tensión de Von-Misses.

La tensión máxima se produce en la parte inferior de la barra, la zona que se comprime por flexión de la pieza.

Analizando la deformación podemos ver que la parte más crítica es la zona de unión de la barra a la siguiente pieza y ni siquiera ahí la deformación es mayor de 1mm por lo que no habría problemas.

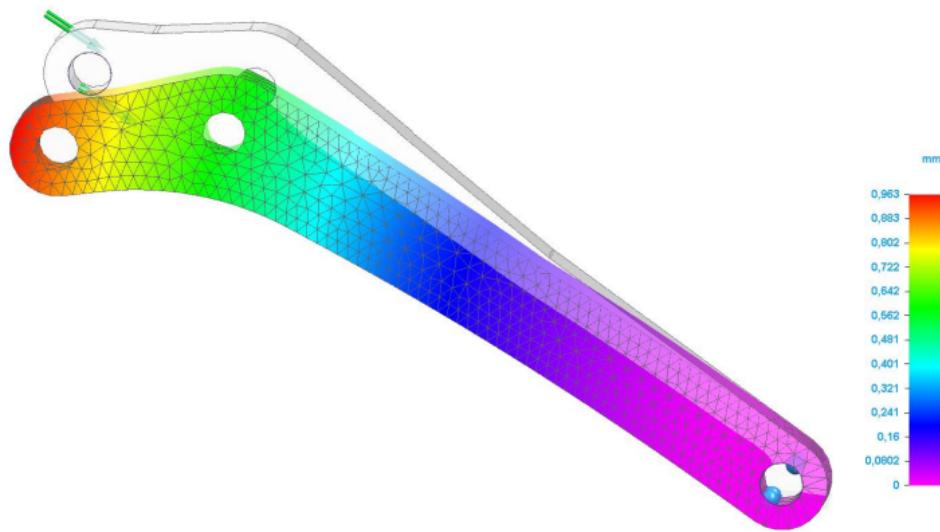


Figura 4.3.6 Valores de la Deformación.

Ahora analizaremos la estructura de la falange con las mismas fuerzas. Esta pieza tiene un total de 28.622 nodos, un número también elevado para obtener mayor precisión en los resultados.

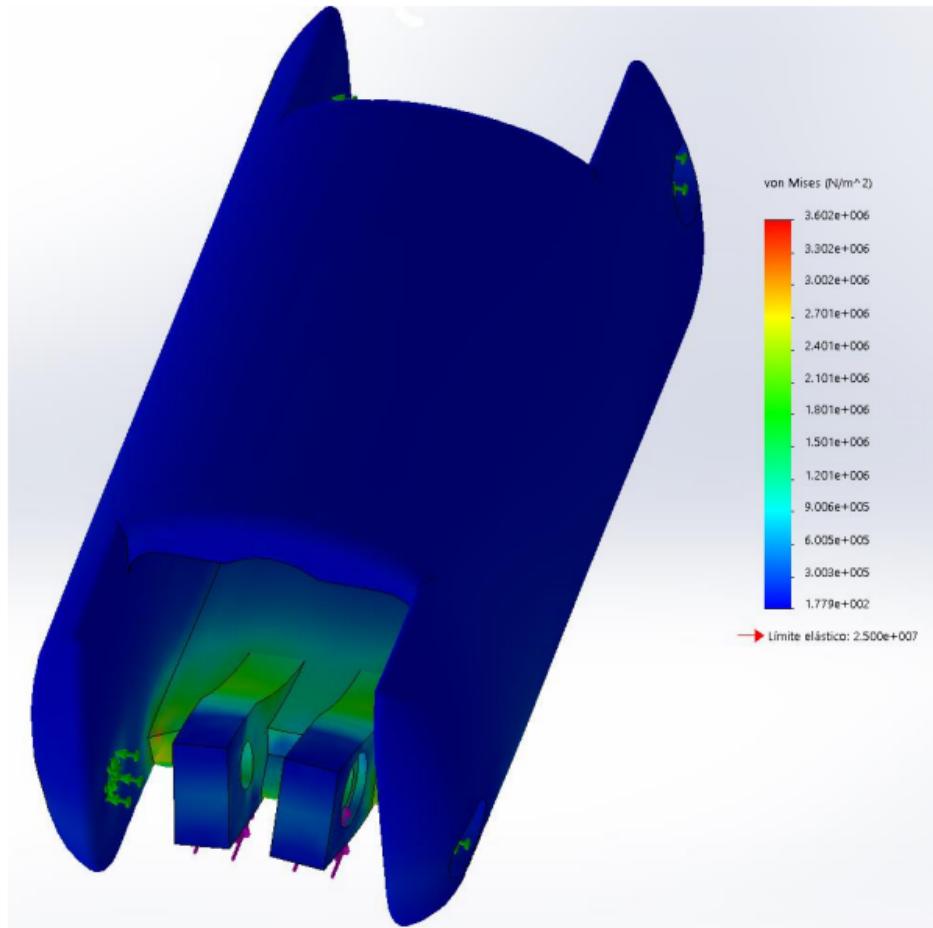


Figura 4.3.7 Tensión de Von-Misses.

Analizando las tensiones de Von misses apreciamos en esta pieza que la tensión máxima es de 3,6 MPa y se produce en la zona de unión de la falange con la siguiente, pero es bastante menor que el límite elástico del PLA que es de 52 MPa por lo que no hay riesgo.

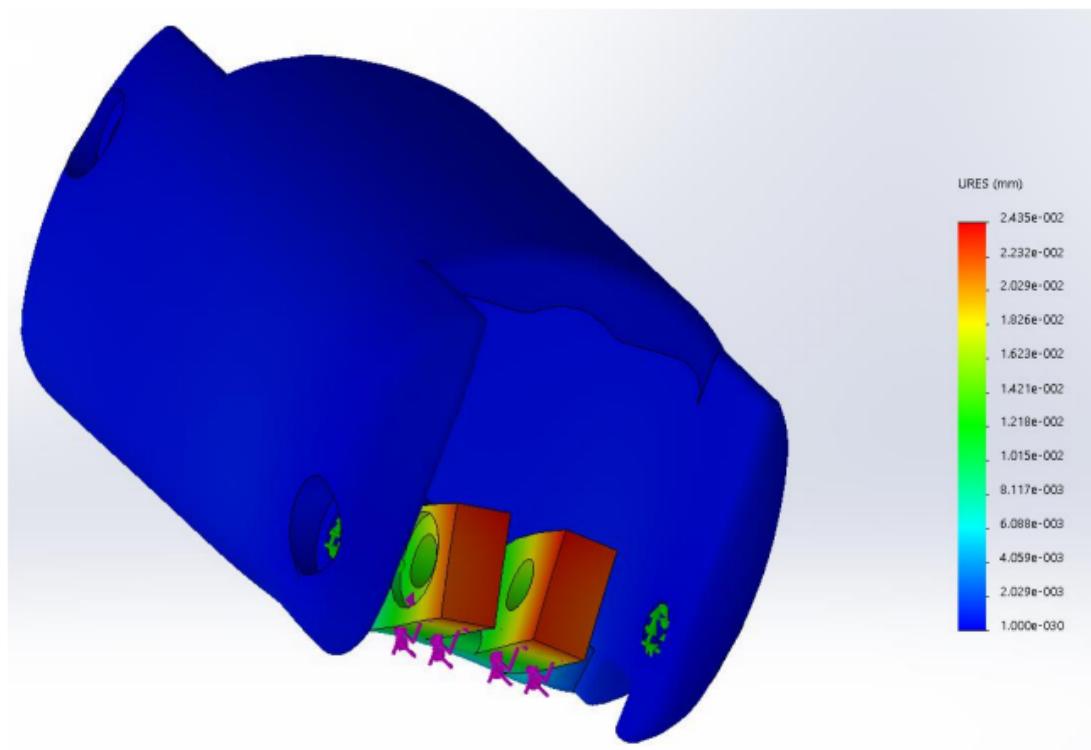


Figura 4.3.8 Deformación

La deformación máxima de esta pieza se produce como cabría esperar en la zona de mayor tensión, sin embargo esta pieza tampoco sufre deformaciones considerables por lo que está bien diseñada.

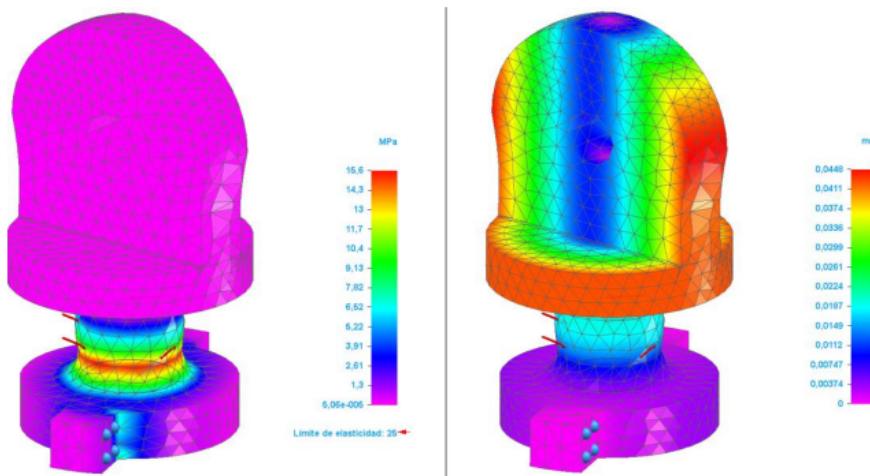
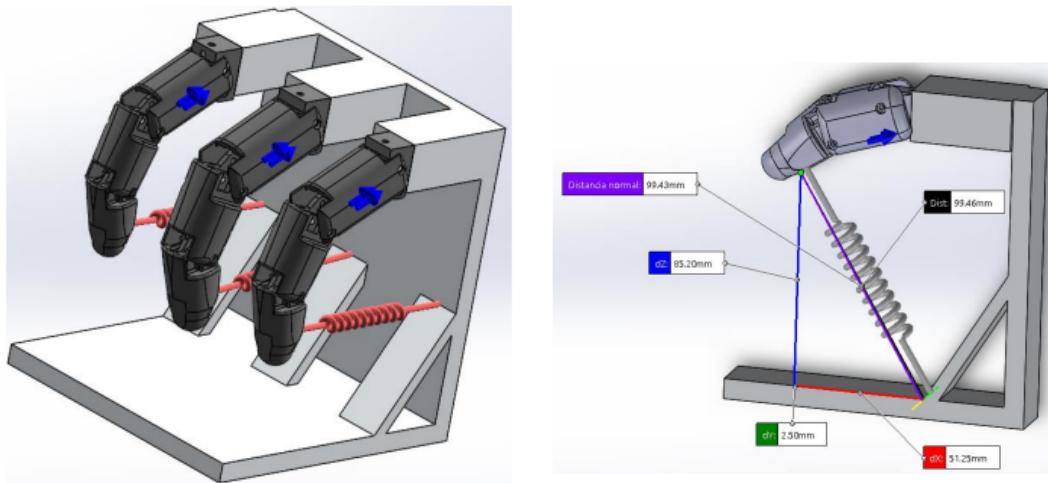


Figura 4.3.9 Deformación en la parte distal de la falange.

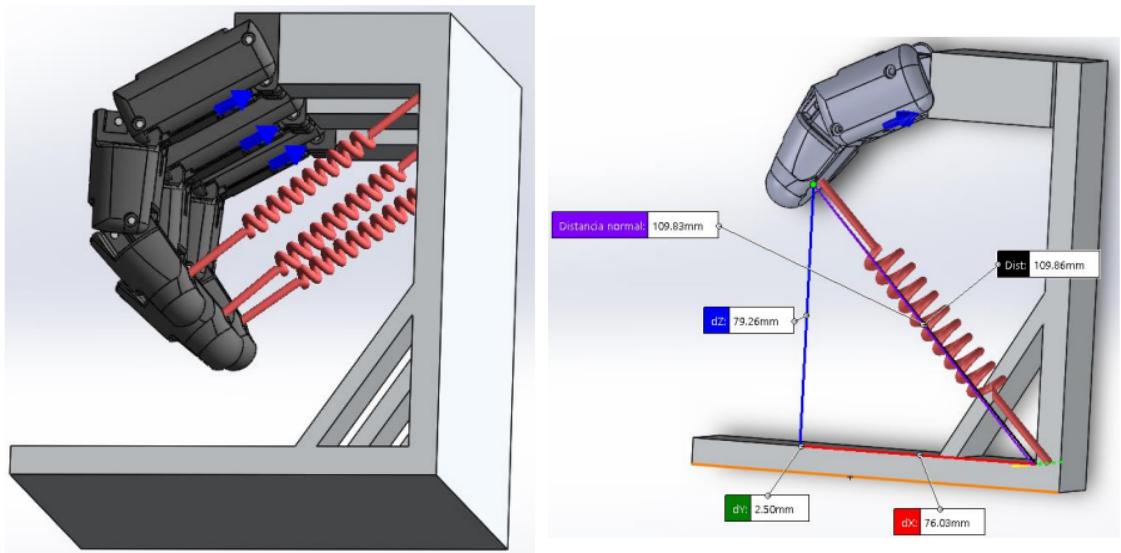
Esta pieza es la pieza que se encarga de unir las falanges entre ellas, analizando la deformación y las tensiones de Von misses de esta pieza llegamos a la misma conclusión que las anteriores que es que ni la tensión máxima ni la deformación máxima son problemáticas y están lejos de causar ningún problema a la prótesis.

Por último veremos varios ejemplos de la deformación que sufre el complejo formado por varios dedos variando solo el ángulo de flexión.



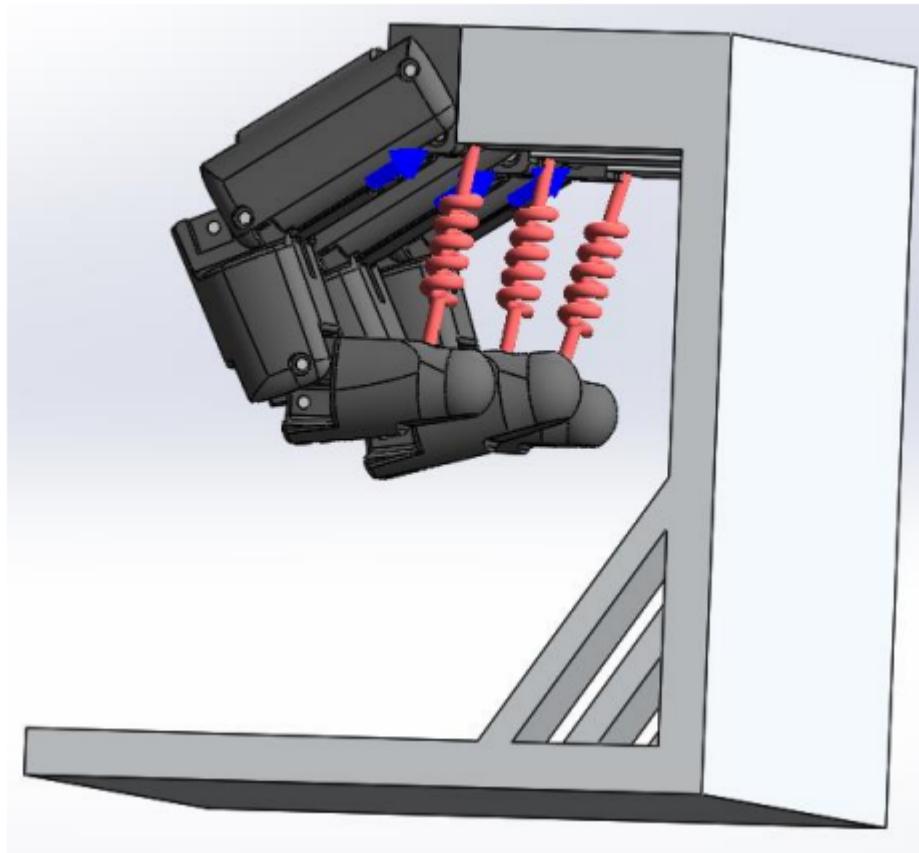
Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	4,51
Dedo anular/medio	4,49
Dedo meñique	4,46
Dedo pulgar	6,12

Figura 4.3.10 y Tabla 4.3.4 Diseño y tabla de valores de desplazamiento de las falanges.



Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	3,66
Dedo anular/medio	3,47
Dedo meñique	3,6
Dedo pulgar	5,66

Figura 4.3.11 y Tabla 4.3.5 Diseño y tabla de valores de desplazamiento de las falanges.
Cerrando más el puño.



Muelle	Desplazamiento (mm)
Dedo índice	1,43
Dedo anular/medio	0,96
Dedo meñique	2,04

Figura 4.3.12 y Tabla 4.3.6 Diseño y tabla de valores de desplazamiento de las falanges.
Cerrando casi por completo el puño.

Conclusión.

La mano es uno de los sistemas mecánicos más complejos del cuerpo humano. Por consiguiente, el diseño de su prótesis supone un gran reto. Esto se debe a la cantidad de huesos, articulaciones y musculatura que tiene. Sin olvidarnos de su compleja biomecánica en las actividades cotidianas y vitales. Por lo que se requiere un estudio intensivo de la anatomía humana, y mecánica del sistema, para obtener las referencias necesarias para la realización de un diseño biomimético.

A lo largo de los años, se han ido diseñando y muchas prótesis de manos. Sin embargo, todas tienen la misma base falanges, metacarpianos, palma, muñeca, antebrazo (socket). Las diferencias vendrán en su funcionalidad (no es lo mismo las fuerzas que requerirá la mano para jugar al tenis que para comer), en la manera en la que se transmitirá desde el cerebro la información a la mano y las piezas de unión (en este proyecto hemos descrito las piezas más usadas).

En cuanto al estudio mecánico que las propiedades biomecánicas del PLA aportan un importante potencial a este tipo de prótesis, garantizando un correcto funcionamiento mecánico y una apariencia anatómicamente correcta. Además que la impresión 3D permite al usuario disponer de una fabricación altamente flexible, personalizando su producto y aumentando considerablemente su satisfacción con la adquisición. En cuanto a los valores obtenidos en el estudios podemos ver que una de las partes que más sufre son las falanges.

Después de toda evolución en este sector durante los últimos años, no sería sorprendente que en un periodo corto de tiempo, estas prótesis de manos mejoren aun más. Por ejemplo, se está intentando hacer una prótesis de mano con sensores para que la persona pueda tener tacto y puede sentir con la prótesis. Como consecuencia, con nuevas investigaciones y futuros desarrollos tecnológicos, es muy posible ver una suplantación mecánica y anatómica detallada, esté al alcance de nuestras manos.

Bibliografía

- "Design and Manufacture of Child Prosthesis for Higher Members" 26 ago. 2021, <https://knepublishing.com/index.php/esepoch/article/view/9554>. Se consultó el 3 jun. 2022.
- "Desarrollo de prótesis electromecánica de miembro superior" 28 nov. 2019, https://www.ecorfan.org/taiwan/research_journals/Ingenieria_Biomedica_y_Biotecnologia/vol3num10/Revista_de_Ingeniería_Biomédica_y_Biotecnológica_V3_N10_4.pdf. Se consultó el 9 may. 2022.
- "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA MANO PROTÉSICA - Alicia." https://alicia.concytec.gob.pe/vufind/Record/UCSM_ba78a470142d64f5939f7c4a07ab84ce/Details. Se consultó el 9 may. 2022.
- "Michelangelo de Ottobock - Ortosur." <https://www.ortosur.es/catalogo-de-productos/protesis/miembro-superior/mano-mioelectrica/michelangelo/>. Se consultó el 15 may. 2022.
- "Mano biónica i-Limb® Quantum | Össur - Ossur." <https://www.ossur.com/es-es/protesica/miembro-superior/i-limb-quantum>. Se consultó el 15 may. 2022.
- "Diseño conceptual de una prótesis de mano - UPC (UPCommons)." <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/122293/diseno-conceptual-de-una-protesis-de-mano.pdf?sequence=1>. Se consultó el 12 may. 2022.
- "Diseño y construcción de una mano robótica para la enseñanza del" <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/1068/13/UPS-CT002117.pdf>. Se consultó el 12 may. 2022.
- "Diseño de prótesis de mano servoactuada y fabricación de prototipo" http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/700/1/1L%C3%B3pez_Morillo.pdf. Se consultó el 12 may. 2022.
- "Existencias: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MANO" <https://bibliotecadigital.oducal.com/Record/ir-UCSM-3026>. Se consultó el 12 may. 2022.
- "El aparato flexor de la mano: revisión de su anatomía y biomecánica." 26 nov. 2002, <https://www.fisiocampus.com/articulos/el-aparato-flexor-de-la-mano-revision-de-su-anatomia-y-biomecanica>. Se consultó el 15 may. 2022.
- "Huesos de la mano: ¿cuáles hay y cómo se llaman? - MédicoPlus." <https://medicoplus.com/medicina-general/huesos-mano>. Se consultó el 15 may. 2022.
- "ANÁLISIS Y MEJORA DEL DISEÑO DE UNA MANO PROTÉSICA." https://oa.upm.es/50450/1/TFG_DANIEL_LOPESINO_RIVERA.pdf. Se consultó el 25 may 2022.

- "4.3.- Engranajes.."
https://www.edu.xunta.gal/espazoAbalar/sites/espazoAbalar/files/datos/1464947673/contido/43_engranajes.html. Se consultó el 3 jun. 2022.
- "Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad"
<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/16532/1/UPS-CT008027.pdf>. Se consultó el 5 jun. 2022.