



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN  
INGENIERÍA**

**MECANISMOS POLICÉNTRICOS PARA  
PRÓTESIS DE MANOS**

**TESIS**

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

**MAESTRO EN INGENIERÍA**

INGENIERÍA MECÁNICA – INGENIERÍA EN  
MECATRÓNICA

P R E S E N T A :

**DAVID HERRERA GUTIÉRREZ**

TUTOR:

**DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ**

2013

**JURADO ASIGNADO:**

Presidente: DR. VICENTE BORJA RAMÍREZ  
Secretario: DR. FRANCISCO CUENCA JIMÉNEZ  
Vocal: DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ  
1<sup>er</sup>. Suplente: DR. ALEJANDRO C. RAMÍREZ REIVICH  
2<sup>do</sup> Suplente: M.I. ROSA ITZEL FLORES LUNA

Lugar o lugares donde se realizó la tesis:  
FACULTAD DE INGENIERÍA, CIUDAD  
UNIVERSITARIA

**TUTOR DE TESIS:**

DR. JESÚS MANUEL DORADOR  
GONZÁLEZ

---

**FIRMA**

# Índice general

<b>1. Estructura del Documento</b>	<b>2</b>
<b>2. Introducción</b>	<b>4</b>
2.1. Hipótesis . . . . .	4
2.2. Definición de policéntrico . . . . .	4
2.3. Objetivo . . . . .	4
2.4. Alcances . . . . .	4
<b>3. Marco Teórico</b>	<b>5</b>
3.1. Anatomía y Biomecánica . . . . .	5
3.1.1. Configuración del sistema músculo-esquelético . . . . .	5
3.1.2. Articulaciones . . . . .	7
3.1.3. Biomecánica de mano y muñeca . . . . .	9
3.1.4. Movimiento de los dedos . . . . .	11
3.1.5. Prensiones . . . . .	14
3.2. Prótesis . . . . .	17
3.2.1. Clasificación de los sistemas protésicos . . . . .	17
3.2.2. Innovación en el diseño de prótesis de mano . . . . .	20
<b>4. Necesidades del Usuario</b>	<b>30</b>
4.1. Definición del usuario . . . . .	30
4.2. Análisis de especificaciones . . . . .	31
4.2.1. QFD . . . . .	32
<b>5. Diseño Conceptual</b>	<b>34</b>
5.1. Bosquejos de concepto . . . . .	34
5.1.1. Mecanismo de barras . . . . .	34
5.1.2. Mecanismo de leva cilíndrica . . . . .	35
5.1.3. Mecanismo de doble leva . . . . .	36
5.1.4. Mecanismo de leva cónica . . . . .	37
5.1.5. Mecanismo esférico con leva . . . . .	38
5.2. Sólidos para prototipos de prueba . . . . .	38
5.2.1. Pruebas de conceptos y resultados . . . . .	40
5.3. Selección de concepto . . . . .	43
5.3.1. Observaciones del concepto final . . . . .	44

- 6. Diseño de detalle** **47**
- 6.1. Descripción del mecanismo . . . . . 47
  - 6.1.1. Falange . . . . . 48
  - 6.1.2. Metacarpo inferior . . . . . 50
  - 6.1.3. Metacarpo superior . . . . . 51
- 6.2. Fabricación . . . . . 52
- 6.3. Pruebas y Resultados . . . . . 53
  - 6.3.1. Prueba 1 . . . . . 53
  - 6.3.2. Prueba 2 . . . . . 54
  - 6.3.3. Prueba 3 . . . . . 54
  
- 7. Trabajo Futuro** **58**
  
- 8. Conclusiones** **60**

# Índice de figuras

3.1. A,B) Ilustración de los ligamentos que conectan los extremos de los eslabones óseos. . . . .	6
3.2. plano frontal, sagital y transversal. [47] . . . . .	7
3.4. Giro de una rodilla (articulación tibiofemoral). [47] . . . . .	8
3.3. Movimientos articulares en: a) Pulgar, b) Cadera. [47] . . . . .	8
3.5. Centros instantáneos de giro. a) Línea tangencial a la superficie, b) Deslizamiento del fémur sobre la tibia, el punto de contacto en la tibia no cambia durante el deslizamiento, c) Rodamiento del fémur sobre la tibia, donde se observa que los puntos de contacto entre superficies cambian durante la flexión de rodilla, d) Rodamiento y deslizamiento combinados describe el movimiento real de la rodilla. [47] . . . . .	9
3.6. Vistas de la mano derecha, a)Esquema que muestra los huesos de la mano, en la parte superior vista palmar, inferior vista dorsal. b)Se muestran los huesos de la muñeca: G, ganchoso; Gr, grande; Tz, trapezoide; T, trapecio;P, piramidal; Pi, pisiforme; S, semilunar; E, escafoides. [47]	10
3.7. Arcos esqueléticos anatómicos descritos en las manos. [47] . . . . .	10
3.8. Topografía de la mano. [33] . . . . .	11
3.9. a) los ejes longitudinales coinciden aproximadamente en el tubérculo del escafoides. [33] . . . . .	11
3.10. Ejes de los dedos. [33] . . . . .	12
3.11. Los ejes convergen en un punto en la parte inferior del canal de pulso. [33] . . . . .	12
3.12. La base de la falange es una superficie cóncava (B). [33] . . . . .	12
3.13. a) Cabeza del segundo metacarpiano (índice) se aprecia claramente su asimetría, b) similar al segundo metacarpiano, pero con una asimetría menos marcada, c) cabeza del cuarto metacarpiano, más simétrica, d) su asimetría es inversa a las del índice y medio. [33] . . . . .	13
3.14. Articulación MCF. [33] . . . . .	13
3.15. Se puede apreciar los distintos centros instantáneos de giro. [33] . . . . .	14
3.16. Movimiento que permiten las articulaciones condíleas. [33] . . . . .	14
3.17. Hilera digital que cuenta con articulación MCF, IFD y IFP. [6] . . . . .	15
3.18. a)A la izquierda se muestra una prensión de fuerza utilizando el surco palmar para dar una mayor firmeza al sujetar, a la derecha una prensión de precisión; b)Se muestra una imagen de una prensión de fuerza en un inicio que posteriormente se transforma en una sujeción de precisión para desenroscar la tapa; c)Prensiones de precisión que utiliza el pulgar, dedo índice y medio de una manera combinada para sujetar un objeto firmemente y a su vez le permite realizar movimientos de precisión. [47] . . . . .	16
3.19. Esquema de una prótesis mioeléctrica. . . . .	18
3.20. Mano artificial con articulaciones MCF de 2 GDL. [43] . . . . .	19
3.21. Mecanismo flexible. [18] . . . . .	20
3.22. Mano robótica Gifu Hand III, mejora de Gifu Hand II. . . . .	20
3.23. Prótesis de rodilla de barras. . . . .	21

3.24. Prótesis mioeléctrica desarrollada en el CDMIT. [19][54]	21
3.25. Prótesis mioeléctrica i-LIMB. [59]	22
3.26. Aquí se puede apreciar el tipo y distribución de los resortes que conforman esta prótesis de mano. [29]	23
3.27. Prótesis subactuada.[40]	24
3.28. Mano protésica diseñada y fabricada con una variante de silicón, la cual tiene un giro monocéntrico y un solo grado de libertad en su articulación MCF. [41]	25
3.29. Sistema protésico con actuadores que cambian su forma física dependiendo de la presión con que le sean suministrados fluidos. [55]	25
3.30. Aquí se pueden apreciar las articulaciones esféricas y los cables (actuadores) representados por líneas continuas a lo largo de los dedos, los cuales establecen los grados de libertad.	27
3.31. Los dos grados de libertad de la articulación MCF se muestran con el número 201 para el eje de giro en la articulación esto hace posible el movimiento de aducción-abducción y 208 el eje de flexión extensión.	27
3.32. Prótesis de dedo índice que funciona en conjunto con el dedo medio.	28
3.33. Prótesis que en el año 1987 trata de simular de la mejor manera posible a un miembro biológico.	28
4.1. Diagrama QFD, donde 9 representa una relación fuerte, 3; medio, 1; débil y 0; nulo.	33
5.1. Bosquejo de concepto.	34
5.2. Bosquejo de concepto.	35
5.3. Bosquejo de concepto.	36
5.4. Bosquejo de concepto.	37
5.5. Bosquejo de concepto.	38
5.6. Articulación con leva cilíndrica (mecanismo 1).	39
5.7. Articulación con leva cónica (mecanismo 2).	40
5.8. Articulación con leva esférica (mecanismo 3).	40
5.9. Posición y orientación de las manos usadas como referencia.	41
5.10. Pruebas del mecanismo 1.	42
5.11. Pruebas del mecanismo 2.	42
5.12. Pruebas del mecanismo 3.	43
5.13. A; Muestra las tres componentes del mecanismo. B y C; muestran el mecanismo en la misma posición, la única diferencia es la transparencia del componente "B" que permite observar el mecanismo por dentro. E; el señalamiento "A2" indica la leva en la base del componente "A".	45
5.14. Las imágenes B y F muestran el desplazamiento que sufren las piezas al momento de realizar el giro de flexión provocando que el componente "B" se traslade hacia arriba. C y D; Aquí se aprecia como el componente "A1" ensambla perfectamente en la cuenca "B1", esto en extensión, mientras que en flexión (D) la ranura del componente "B" provoca que el componente "A1" cambie de posición. Las imágenes H e I muestran otro desplazamiento del centro de rotación.	46
6.1. Diseño del mecanismo a fabricar. En la imagen G se aprecian las levas y seguidores del mecanismo. En esta figura se muestra la falange del mecanismo, así como la sección esférica deforme.	48
6.2. En esta figura se muestra la falange del mecanismo, así como la sección esférica deforme. Esta deformidad es necesaria para permitir que exista el espacio en la cavidad formada por los metacarpos.	49
6.3. En el 3.1 de la imagen C se puede apreciar el seguidor cilíndrico que se desplazara por la superficie de la leva.	50

6.4. <i>En la imagen B se puede apreciar fácilmente la leva de A-A. Así como el escalón de ensamble.</i>	51
6.5. <i>Piezas fabricadas del mecanismo.</i>	52
6.6. <i>Observación 1.</i>	53
6.7. <i>Observación 2.</i>	54
6.8. <i>Observación 3.</i>	55
6.9. <i>Esfuerzos en la falange.</i>	56
6.10. <i>Esfuerzos del metacarpo inferior.</i>	57
6.11. <i>Esfuerzos del metacarpo superior.</i>	57

# Índice de cuadros

3.1. <i>Capacidad de giro de las articulaciones de manos.</i> . . . . .	15
3.2. <i>Valores del torque en la articulación debido a fuerzas sobre la punta del dedo. [4]</i> . . . . .	22
5.1. <i>Matriz de decisión basada criterios de evaluación y en observaciones durante las pruebas</i> . . .	44



## **Resumen**

La presente tesis realiza el análisis e investigación del movimiento y comportamiento de las articulaciones metacarpofalángicas humanas y artificiales. En donde se establece como hipótesis que es posible crear un mecanismo para prótesis de mano con características y movimientos similares a los realizados por un miembro biológico.

Por otra parte, se muestra un prototipo de mecanismo para estas articulaciones en prótesis de mano. Mediante un análisis de necesidades de usuario y características fundamentales de miembros biológicos se desarrolló una serie de diseños conceptuales. Estos conceptos fueron sometidos a estudios donde los resultados obtenidos se usaron para crear un prototipo que comprueba la propuesta u objetivo planteado al inicio del proyecto.

*Dedico esta tesis a dos de las personas que más les debo en la vida, a quienes han sido mi más grande ejemplo a seguir. A quienes me han demostrado que uno se tiene que esforzar para alcanzar sus sueños y metas. A quienes me han enseñado que lo más importante en la vida es la familia.*

*A mi madre que sin todo su apoyo, cariño y esfuerzo yo no podría estar aquí en este momento.*

*A mi hermana que más que solo mi hermana ha sido mi segunda madre*

*Agradezco a Cristy, por todo su apoyo, comprensión, amor y por ser mi compañera durante esta gran etapa de mi vida. Gracias por todo lo que haz hecho por mi.*

*Al Dr. Jesús Manuel Dorador, por su apoyo, orientación y consejos para poder llevar a cabo este tan importante proyecto.*

*A mis profesores de la Universidad Nacional Autónoma de México, por compartir su sabiduría y ayudarme a redescubrir lo fascinante que es la ingeniería.*

*A mis compañeros de la maestría, por brindarme su mano, su apoyo, sus conocimientos y más importante su amistad.*

*A la Universidad Nacional Autónoma de México, por permitirme lograr uno de mis más grandes y antiguos sueños. Por permitirme decir con orgullo “Soy ex alumno de la UNAM”*

# Capítulo 1

## Estructura del Documento

El propósito de este primer capítulo es explicar la estructura y organización de la tesis, ya que se tomó como referencia la metodología planteada por Karl Ulrich y Steven Eppinger. [34] Esta metodología propone un sistema o procedimiento que tiene como particularidad ser un método de diseño centrado en el usuario. Dicho procedimiento establece un sistema de etapas a seguir con el fin de obtener la información adecuada de las necesidades del usuario, para así lograr un diseño de producto exitoso. De acuerdo con ambos investigadores, primero se debe de hacer una definición de la oportunidad de desarrollo de producto, seguida por un estudio de necesidades del usuario, gracias a la información que estos datos proporcionan es posible continuar con la investigación en el desarrollo global del determinado producto.

Al tratar de hacer la incorporación de los capítulos por temas similares o relacionados se presentó un conflicto. El problema radica en que Ulrich y Eppinger siguen un proceso cronológico para conservar un orden en el documento. Es por la naturaleza de este proyecto de tesis que fue necesario llevar otro orden en la investigación. Especialmente en el capítulo de necesidades del usuario y marco teórico, donde la metodología de referencia antepone la investigación de las necesidades del usuario a la investigación del estado del arte. Para este trabajo fué necesario investigar las características de los miembros biológicos y avances en proyectos de prótesis.

En el capítulo segundo funciona como introducción, se abordan cuestiones sobre la definición del problema y una hipótesis sobre la cual se basa la investigación, así como la delimitación del mismo proyecto.

El capítulo tercero se compone del marco teórico, que a la vez se divide en dos partes principales: la primera es biomecánica y anatomía del cuerpo humano, correspondiente a la mano y los dedos; la segunda comprende el estado del arte de las prótesis de mano y los mecanismos de los dedos. Es gracias a la metodología que sigue este proyecto, que el capítulo tercero esté compuesto por el marco teórico. Es fundamental que una investigación de este tipo requiera de conocimientos previos sobre la anatomía, biomecánica y diseños actuales de sistemas protésicos de mano, ya que está obligado a considerar primero las necesidades del usuario. Por otra parte, resulta más fácil para el lector tener un previo conocimiento de la terminología y funcionamiento de los miembros biológicos para así comprender las oportunidades y complicaciones de diseño.

En el capítulo cuarto se plantean las necesidades del usuario así como la definición del mismo. Con los resultados obtenidos en este capítulo, y siguiendo con la metodología de Ulrich y Eppinger es necesario hacer una investigación acerca del estado del arte de las prótesis de mano y la biomecánica de las manos; dicha información se encuentra en el tercer capítulo (Marco Teórico).

En el capítulo quinto lleva por nombre: Diseño conceptual, y contiene las ideas, conceptos y

prototipos preliminares del diseño del mecanismo, mostrando también los resultados obtenidos de las pruebas a las que fueron sometidos dichos prototipos.

En el capítulo sexto se encuentra el diseño de detalle, que cuenta con la información referente al diseño final del mecanismo, como geometría, materiales elegidos para su fabricación, ensamble, etc. De igual manera las pruebas de funcionamiento de este mecanismo contribuyen con datos que permiten analizar qué tan factible es la hipótesis establecida en el segundo capítulo. Los resultados de estas pruebas se encuentran en este mismo apartado.

En el capítulo séptimo se encuentra el trabajo a futuro.

Por último en el capítulo octavo se encuentran las conclusiones de la investigación.

# Capítulo 2

## Introducción

### 2.1. Hipótesis

Se pretende comprobar que es posible crear un mecanismo para las articulaciones en los dedos de las manos protésicas con una actuación más natural, basado en articulaciones policéntricas que permitan sujeciones y movimientos semejantes a los efectuados por los miembros biológicos.

### 2.2. Definición de policéntrico

Se puede definir como policéntrico a un objeto que posee dos o más centros en su geometría. Por lo tanto una articulación policéntrica es aquella que cuenta con más de un centro de rotación. En las articulaciones policéntricas biológicas como lo son las rodillas y nudillos, se presentan durante su revolución una serie de puntos de giro llamados centros de rotación o centros instantáneos de giro, que van cambiando sucesivamente conforme se efectúa el movimiento.

### 2.3. Objetivo

Diseñar un mecanismo que produzca giros semejantes a los movimientos de las articulaciones policéntricas de las manos humanas.

### 2.4. Alcances

Este trabajo de investigación tiene como alcance final la creación de un mecanismo para las articulaciones de los dedos en prótesis de mano que permita una actuación más natural. Para corroborar que este nuevo mecanismo es capaz de producir dichos movimientos tendrá que ser comparado con un miembro biológico realizando una misma tarea predefinida. Este análisis se llevará a cabo por medio de comparaciones visuales en posiciones definidas.

# Capítulo 3

## Marco Teórico

En este capítulo se tratan los conceptos básicos de biomecánica, anatomía de los sistemas biológicos y el desarrollo que actualmente tienen los sistemas protésicos a nivel mundial. Primeramente se tratará de entender el funcionamiento de las articulaciones y los dígitos<sup>1</sup> y posteriormente el estado del arte de las prótesis de mano. Estos conocimientos son necesarios para comprender cual es el problema que se desea atacar y que resultados han arrojado otras investigaciones sobre el mismo tema con el fin de crear una alternativa de solución mejor o más viable, y en el caso de que no exista dicha alternativa, crearla.

### 3.1. Anatomía y Biomecánica

Para comenzar a explicar los sistemas biológicos se deben definir las posturas, planos y movimientos de referencia que se usan en la biomecánica<sup>2</sup>, para analizar estos sistemas, se investigaron publicaciones de autores como: Cailliet, Calais-Germain, Nordin. [47][6][7]

#### 3.1.1. Configuración del sistema músculo-esquelético

El sistema óseo tiene como objetivo proteger los órganos internos, proporcionar uniones rígidas, lugares específicos para las uniones de los músculos y ligamentos, movimiento muscular y corporal, además de dar la postura y forma al cuerpo.

Cada eslabón del sistema óseo está conectado entre sí por un cartílago articular y una serie de ligamentos y tendones. Para este trabajo se analizaron las articulaciones sinoviales o diartrodias que permiten un gran intervalo de movimiento dentro de las cuales se encuentran clasificadas las articulaciones de las manos. Los extremos de los huesos en las articulaciones diartrodias están cubiertas por un tejido denso que lleva por nombre cartílago articular hialino, (figura 3.1) su función es soportar la fatiga articular. Este cartílago tiene dos funciones: primero distribuye las cargas y esfuerzos presentes en las zonas de contacto de las articulaciones, para luego segundo permitir el movimiento de las superficies de contacto con un mínimo de fricción y desgaste. El cartílago articular es un elemento que demanda un gran esfuerzo ya que durante el movimiento de las articulaciones, las fuerzas en las superficies de contacto pueden variar en un intervalo de cero

---

<sup>1</sup>Las manos tienen cuatro dedos y un pulgar, por lo tanto cinco dígitos

<sup>2</sup>La biomecánica utiliza aplicaciones de la mecánica clásica para el análisis de sistemas biológicos como observar fuerzas aplicadas en articulaciones y músculos.

hasta más de 10 veces el peso del cuerpo, al igual que varían las áreas de contacto. Las fuerzas en las áreas de contacto pueden oscilar hasta los  $20\text{ MPa}$ .

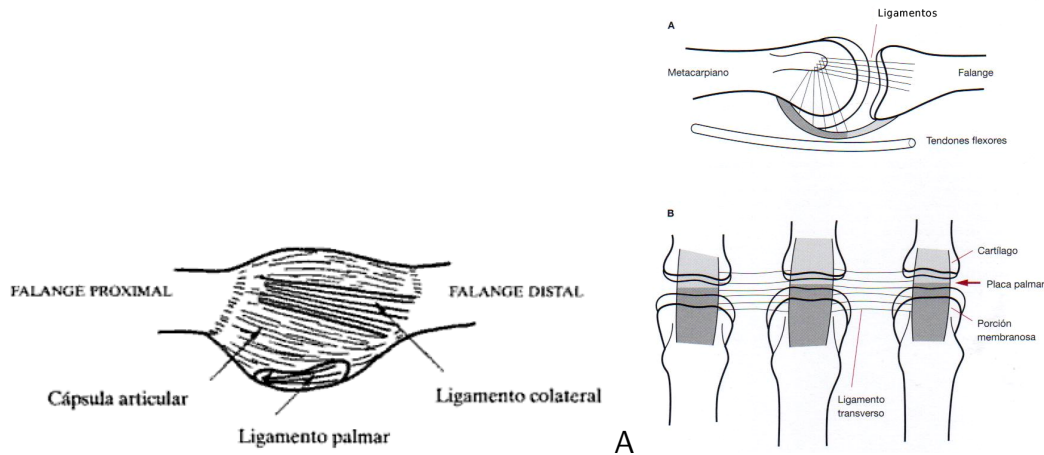


Figura 3.1: A,B) Ilustración de los ligamentos que conectan los extremos de los eslabones óseos.

Este cartílago posee una lubricación altamente eficiente al desgaste del mismo, esta lubricación se hace por medio de una película-fluido. El coeficiente de fricción en las articulaciones sinoviales es de aproximadamente 0,02, esta lubricación consta de una delgada película de fluido comúnmente con un espesor menor de  $20\ \mu\text{m}$  que separa las superficies de contacto articulares. El cartílago es un material único debido a sus propiedades de escasa fricción.

### 3.1.1.1. Ligamentos y tendones

Existen tres principales estructuras responsables del funcionamiento de las articulaciones: tendones, ligamentos y cápsulas articulares, (fig.3.1) compuestos a base de colágeno. Estos además de conectar un hueso con otro, se encargan de estabilizar mecánicamente las articulaciones, guiar y restringir los movimientos. Los tendones tienen la tarea de unir los músculos con los huesos para producir movimiento articular. Los tendones y ligamentos están rodeados por un tejido denominado "paratendón," la función de este es proteger los tendones. Los tendones tienen la suficiente fuerza para soportar el esfuerzo al que son sometidos y a su vez poseen una gran flexibilidad para colocarse en la mejor posición que permita un movimiento libre entre el hueso y los músculos. Para determinar su límite de esfuerzo se pueden someter a pruebas de tensión.

### 3.1.1.2. Músculos

El sistema muscular está compuesto de tres tipos de músculos:

1. Músculo cardíaco.
2. Músculo liso.
3. Músculo esquelético (voluntario), el cual trabaja en conjunto con los tendones.



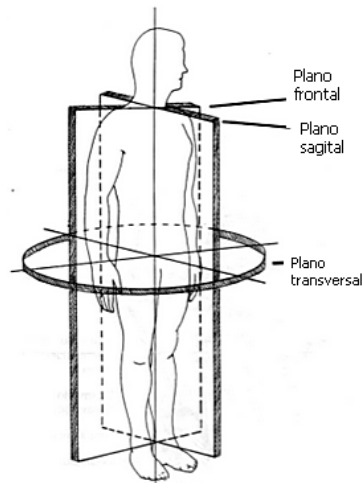


Figura 3.2: *plano frontal, sagital y transversal.* [47]

Los músculos proporcionan fuerza y movimiento de locomoción al cuerpo y en sus articulaciones. El trabajo de los músculos se puede dividir en trabajo dinámico y estático, el primero permite el posicionamiento del cuerpo en el espacio, mientras que el segundo determina la postura del cuerpo.

### 3.1.2. Articulaciones

Es necesario conocer los métodos de observación de las articulaciones para comprender el análisis que hace la biomecánica en estas articulaciones. Se requiere realizar análisis cinemáticos de los movimientos en las articulaciones, además de análisis cinéticos para estudiar los movimientos bajo los efectos de las fuerzas y/o momentos.

Además de la postura de medición también se cuenta con tres planos de referencia mostrados en la figura 3.2 sobre los cuales es posible medir el intervalo de movimiento de las articulaciones con auxilio de un goniómetro. Existen métodos de medición más precisos como electrogoniómetro, radiografía, estereofotogrametría, técnicas de video y fotografía.

La clasificación de los movimientos de las articulaciones se muestran en la figura 3.3, estos movimientos se encuentran en las articulaciones de brazos, piernas, manos, etc. Los cuales sirven como nomenclatura de la locomoción de las extremidades.

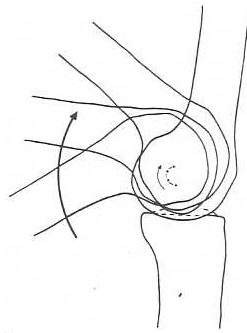


Figura 3.4: Giro de una rodilla (articulación tibiofemoral). [47]

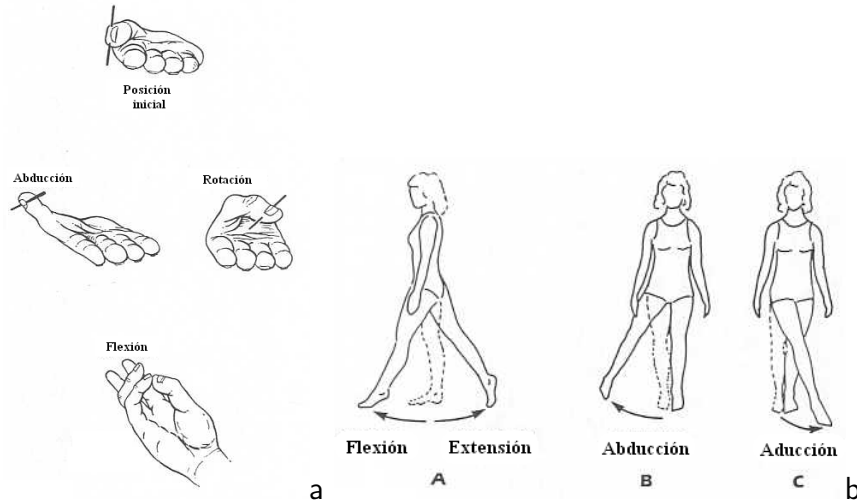


Figura 3.3: Movimientos articulares en: a) Pulgar, b) Cadera. [47]

Resulta conveniente utilizar la rodilla para observar los análisis biomecánicos de las articulaciones ya que dan información útil. (fig. 3.4) Por simplicidad se utiliza la técnica del centro instantáneo, que permite analizar la movilidad articular en los planos frontal y sagital únicamente, esta técnica describe el movimiento uniplanar de dos superficies adyacentes y la dirección en los puntos de contacto entre las superficies.

El centro instantáneo se da cuando un par articular<sup>3</sup> rota sobre otro creando instantes donde un punto tiene velocidad cero, es decir inmóvil. “El centro instantáneo se encuentra identificando el desplazamiento de dos puntos en un eslabón mientras se mueve el eslabón desde una posición a otra en relación con un eslabón adyacente, el cual se considera como estacionario.” [47]

Los centros instantáneos se posicionan en su mayoría a una distancia de la superficie articular donde los puntos de contacto son tangenciales a la superficie de carga, demostrando que una superficie se desliza sobre otra. Cuando el centro instantáneo se encuentra en la superficie de contacto la articulación tiene un movimiento de rodamiento y no de deslizamiento. Una vez determinado el recorrido del centro instantáneo se puede describir el movimiento en la superficie.

En la figura 3.5 se muestra una ilustración sobre el desplazamiento de una articulación y el movimiento de los ejes temporales.

<sup>3</sup>La porción esquelética de un segmento corporal se denomina par articular

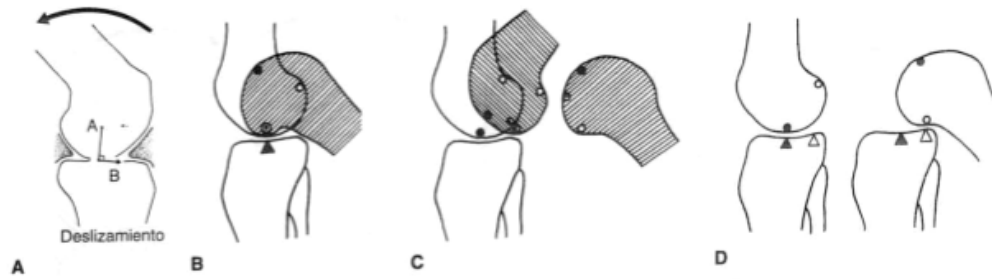


Figura 3.5: Centros instantáneos de giro. a) Línea tangencial a la superficie, b) Deslizamiento del fémur sobre la tibia, el punto de contacto en la tibia no cambia durante el deslizamiento, c) Rodamiento del fémur sobre la tibia, donde se observa que los puntos de contacto entre superficies cambian durante la flexión de rodilla, d) Rodamiento y deslizamiento combinados describe el movimiento real de la rodilla. [47]

### 3.1.3. Biomecánica de mano y muñeca

El carpo o muñeca es el conjunto de huesos y tejidos articulares que conectan al antebrazo con la mano, la muñeca tiene un funcionamiento cinemático y cinético, ya que es capaz de efectuar cambios de posición y orientación de la mano respecto al antebrazo además transmite fuerzas desde la mano al resto del cuerpo. Se ha observado que la posición de la muñeca repercute en habilidad de la mano para realizar las flexiones, extensiones y realizar prensiones eficientemente.

La mano representa el último eslabón en la cadena mecánica que inicia en el hombro, los segmentos anteriores a la mano permiten que esta adopte la posición más favorable para una acción determinada. La mano no funge únicamente como efector final, también actúa como un receptor extremadamente sensible y preciso cuyos datos son imprescindibles para su correcta locomoción.

La mano está compuesta por 19 huesos y 14 articulaciones. (figura 3.6) El grupo de articulaciones de la muñeca se compone de ocho huesos conectados entre sí que a su vez se unen con la parte distal del radio. La fila distal formada por los huesos trapecio, trapezoide, grande y ganchoso, se une con los metacarpos para formar articulaciones carpometacarpianas. La fila proximal, compuesta por el escafoides, semilunar y piramidal forman la articulación radiocarpiana.

La serie de huesos formada por metacarpos, y tres falanges (falange proximal, media y distal) lleva el nombre de dedos. Para el pulgar son solo dos falanges, (proximal y distal.) Los dedos son ordenados numéricamente desde el pulgar que está identificado por el número I, hasta el dedo meñique con el número V. Las articulaciones en las manos también cuentan con un orden específico. La primera articulación (carpo-metacarpo) es denominada carpometacarpiana (CMC), la siguiente articulación (metacarpo-falange) es llamada metacarpofalángica, (MCF) que une a la falange proximal con el metacarpo. Entre las falanges se encuentran las articulaciones interfalángica proximal (IFP) y distal (IFD). En el pulgar sólo existe una articulación interfalángica (IF).

En la mano se describen tres arcos anatómicos, (figura 3.7) dos transversos y uno longitudinal. El primero de estos es el arco transversal proximal que se encuentra a nivel de la articulación CMC, el arco transversal distal se coloca sobre la cabeza de los huesos metacarpianos es decir en la articulación MCF. El arco longitudinal corre a lo largo de los dedos hasta el carpo teniendo como soporte principal el segundo y tercer metacarpo.

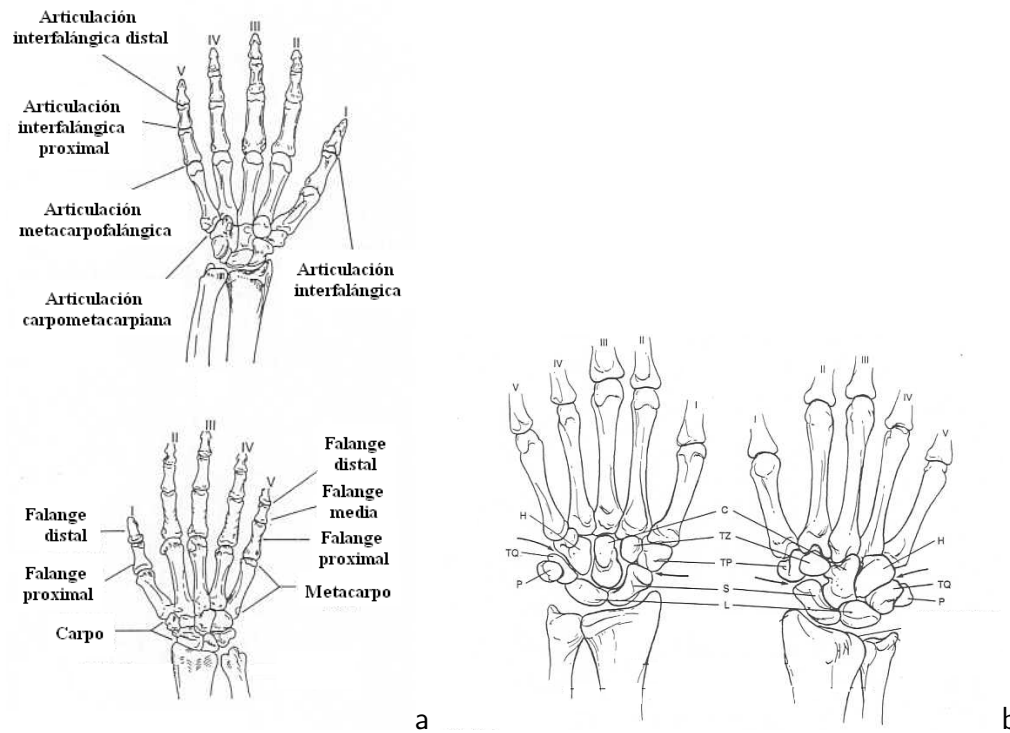


Figura 3.6: Vistas de la mano derecha, a)Esquema que muestra los huesos de la mano, en la parte superior vista palmar, inferior vista dorsal. b)Se muestran los huesos de la muñeca: G, ganchoso; Gr, grande; Tz, trapezoide; T, trapecio;P, piramidal; Pi, pisiforme; S, semilunar; E, escafoides. [47]

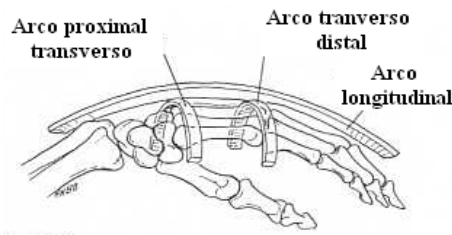


Figura 3.7: Arcos esqueléticos anatómicos descritos en las manos. [47]

### 3.1.3.1. Ligamentos y tendones de la mano

Las articulaciones de las manos comparten dos características, la primera es estar diseñadas para trabajar en flexión y la segunda es que ambas cuentan con ligamentos laterales firmes y una cápsula interior de cartílago. La articulación tiene una característica de asimetría aparentemente presente en la configuración ósea de la cabeza de los metacarpianos, cómo en la localización de las intersecciones del ligamento lateral, radial y cubital. En la figura 3.6b se puede apreciar la asimetría de la articulación MCF.

### 3.1.4. Movimiento de los dedos

La topografía funcional de la mano permite dividirla en tres partes según su uso (fig. 3.8)[33]:

#### 3.1.4.1. Arquitectura y topografía de la mano

**Pulgar (I).** Tiene presencia en casi la totalidad de las funciones de la mano, debido a su capacidad de oposición a los dedos.

**Índice y medio (II).** Junto con el pulgar constituyen las prensiones de precisión.

**Anular y meñique (III).** Son necesarios para las prensas palmares, además de proporcionar firmeza en prensiones y puño.

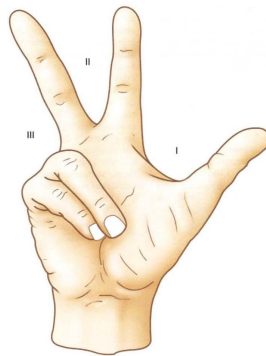


Figura 3.8: Topografía de la mano. [33]

Los movimientos de la mano regularmente no son relacionados con los planos de simetría del cuerpo, (aducción-abducción), sino con el eje de la mano, por lo que a estos movimientos se les denomina separación y aproximación. Al separarse los dedos el eje longitudinal de cada uno de ellos converge en un punto de la palma fácil de identificar. (fig.3.9) En la aproximación (aducción) de los dedos los ejes de estos convergen en un punto alejado de la mano, debido a que no son cilíndricos, esto disminuye su calibre desde la base hasta la punta de la última falange.

Existe un paralelismo en los tres últimos dígitos cuando se tiene una postura natural y una divergencia en los dos primeros dedos (índice y medio) teniendo como eje de la mano el dedo medio (fig.3.10).

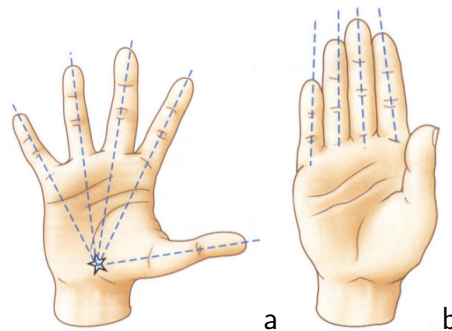


Figura 3.9: a) los ejes longitudinales coinciden aproximadamente en el tubérculo del escafoides. [33]

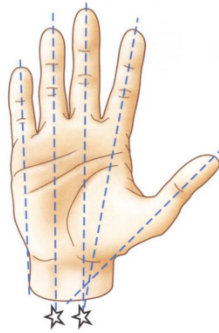


Figura 3.10: Ejes de los dedos. [33]

Cerrar el puño con las articulaciones IFD extendidas, permite que el eje de las dos últimas falanges de los cuatro dígitos convergen en un mismo punto junto con el pulgar. La excepción es la falange distal de este, que cambia el eje longitudinal de la mano hacia el dedo índice. (fig. 3.11)



Figura 3.11: Los ejes convergen en un punto en la parte inferior del canal de pulso. [33]

### 3.1.4.2. Articulaciones metacarpofalángicas

Las articulaciones MCF son de tipo condíleo, (fig. 3.12) que tienen una similitud a una articulación esférica; la diferencia es que la cabeza de los metacarpianos tienen una geometría específica en cada uno de ellos basado en protuberancias, (fig. 3.13) que causan parte del movimiento descrito en cada articulación permitiendo ser idénticas entre sí. Esta articulación presenta dos grados de libertad:

**Flexoextensión.** En el plano sagital, en torno al eje transversal  $YY'$ .

**Inclinación lateral.** Plano frontal, en torno al eje  $XX'$

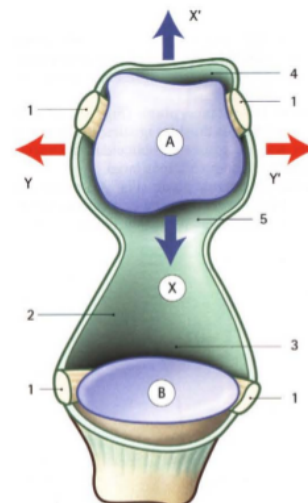


Figura 3.12: La base de la falange es una superficie cóncava (B). [33]

La cabeza metacarpiana posee una superficie convexa (cóndilo) más extensa y ancha por delante que por detrás. (fig. 3.14) La base de la falange proximal es una superficie cóncava (cavidad glenoidea) de

menor superficie que la cabeza del metacarpiano, se prolonga por la parte delantera, donde se sujeta el ligamento fibrocartilago glenoideo. (flexión) En la parte posterior se encuentra el ligamento encargado de la extensión.

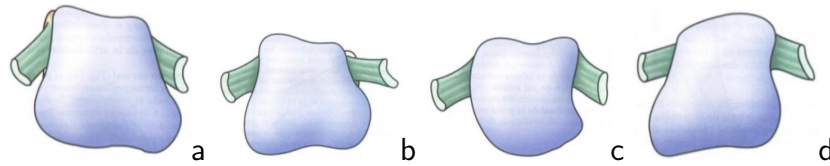


Figura 3.13: a) Cabeza del segundo metacarpiano (índice) se aprecia claramente su asimetría, b) similar al segundo metacarpiano, pero con una asimetría menos marcada, c) cabeza del cuarto metacarpiano, más simétrica, d) su asimetría es inversa a las del índice y medio. [33]

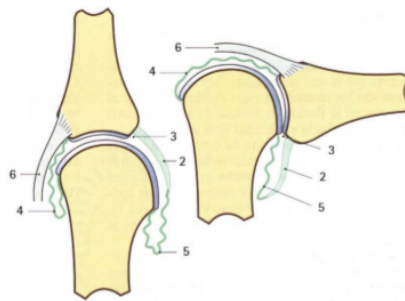


Figura 3.14: Articulación MCF. [33]

En la cabeza metacarpiana (figura 3.15) la inserción proximal del ligamento lateral (A) no se sitúa en el centro de la curva articular sino que se encuentra por detrás, además existe una serie de puntos de curvatura que forman una espiral, dictada por la proporción aurea, es definida por la variación del radio de curva de la cabeza metacarpiana, que a su vez representa los distintos centros instantáneos de giro de la articulación convirtiéndola en un articulación policéntrica. La distancia entre el punto de inserción (A) y el punto de inserción distal B en la primera falange en extensión y B' en flexión pasa de 27mm a 30mm.

Exceptuando el pulgar, el dedo índice es el que posee la mayor amplitud de movimiento lateral, (abducción -aducción) aproximadamente de 30°. Al combinar movimientos de abducción (a), aducción (B), extensión (C) y flexión (D), el índice puede realizar movimiento de circunducción restringido por la base del cono de circunducción ABCD. Este cono está limitado a sus costados debido a la amplitud de flexoextensión. (fig. 3.16)

Por lo anterior podemos decir que movilidad y grados de libertad de la mano está restringida por las articulaciones que la componen, (CMC, MCF, CMC. IF) así como la orientación del pulgar. Las articulaciones MCF de los dedos tienen la habilidad de moverse en los tres planos de referencia: en el plano sagital, flexión-extensión; plano frontal, abducción-aducción; en la plano transversal, ligera pronación-supinación acoplada con abducción-aducción. En cada tipo de articulación de los dedos se presenta un distinto intervalo de flexión medido en grados, mostrado en la figura 3.17.

En la tabla 3.1 se muestra el rango de movimiento que tienen las articulaciones de los dedos en flexión. Estos ángulos dependen muy a menudo de la flexibilidad de los ligamentos. La articulación MCF del dedo índice muestra un ángulo de 70° aproximadamente y el dedo meñique 95° aproximadamente. [46][4]

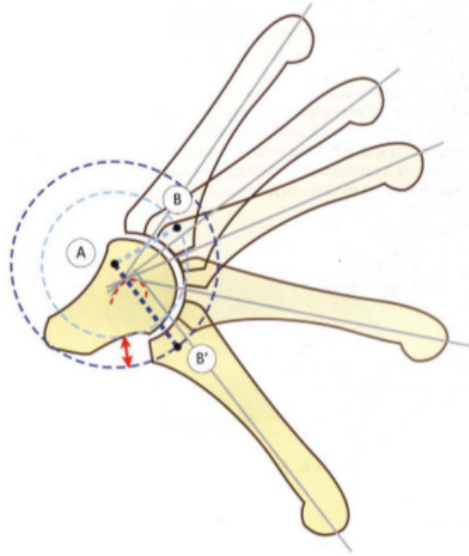


Figura 3.15: Se puede apreciar los distintos centros instantáneos de giro. [33]

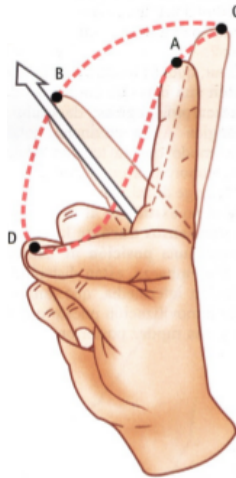


Figura 3.16: Movimiento que permiten las articulaciones condíleas. [33]

### 3.1.5. Prensiones

La presión de la mano es el acto de tomar un objeto y mantenerlo en el área de trabajo de ésta. Para sujetar dichos objetos la mano adapta su forma, por ello las prensiones resultan ser la herramienta más útil del cuerpo. La eficiencia de esta función depende de varios factores, a continuación se enlistan los más importantes [46][47]:

1. La movilidad de la primera articulación CMC y en un menor grado la articulación MCF, cuarta y quinta.
2. La rigidez de la segunda y tercer articulación CMC.
3. La estabilidad de los arcos longitudinales de los dedos y el pulgar.
4. Sinergismo y antagonismo de los músculos extrínsecos largos y los intrínsecos de la mano.



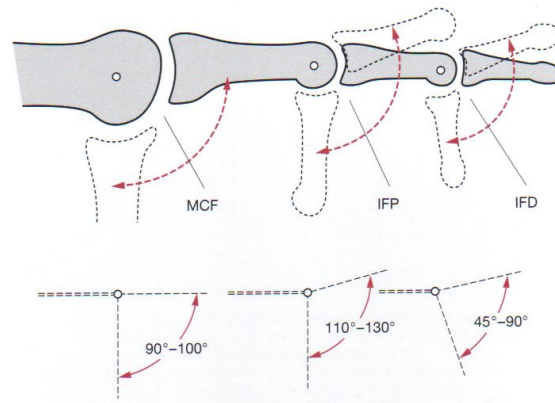


Figura 3.17: Hilera digital que cuenta con articulación MCF, IFD y IFP. [6]

Cuadro 3.1: Capacidad de giro de las articulaciones de manos.

Articulación	Ángulo [°]	Tipo de movimiento
MCF	90	Flexión-Extensión (F-E) Aducción-Abducción (A-A) Pronación-Supinación
IFP	110	Flexión-Extensión
IFD	90	Flexión-Extensión

5. La aferencia sensorial<sup>4</sup> adecuada de las áreas de la mano.
6. la relación de longitud, movilidad y posición de cada una de las filas digitales.

En la figura 3.18 se muestran ejemplos de prensiones. Se han destacado dos patrones importantes y distintos en las prensiones: la toma de fuerza y la toma de precisión. La toma de fuerza se lleva a cabo flexionando los dedos en sus tres articulaciones mientras se sujeta vigorosamente un objeto entre ellos y la palma, con el pulgar en posición opuesta a la palma para asegurar el objeto contra ella. La toma de precisión se emplea en la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos de una manera finamente controlada.

<sup>4</sup>Las aferencias sensitivas son todo lo relacionado con los estímulos sensitivos que llegan a la médula espinal

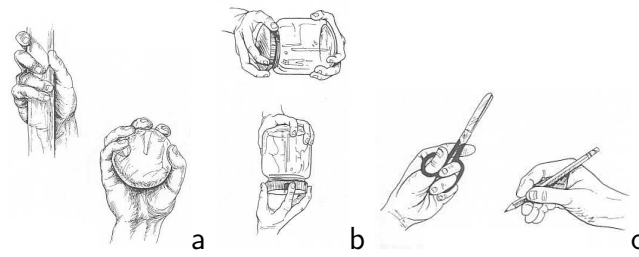


Figura 3.18: a) A la izquierda se muestra una prensión de fuerza utilizando el surco palmar para dar una mayor firmeza al sujetar, a la derecha una prensión de precisión; b) Se muestra una imagen de una prensión de fuerza en un inicio que posteriormente se transforma en una sujeción de precisión para desenroscar la tapa; c) Prensiones de precisión que utiliza el pulgar, dedo índice y medio de una manera combinada para sujetar un objeto firmemente y a su vez le permite realizar movimientos de precisión. [47]

## 3.2. Prótesis

Una prótesis es un dispositivo fabricado con el fin de mejorar o reemplazar un elemento o miembro biológico. Hasta este momento el uso de las prótesis cumple con el objetivo de dar una mejor calidad de vida para aquellos que han sufrido la pérdida de un miembro, ya sea por enfermedad o por accidente. El diseño de prótesis se ha dado a la tarea de suplir un miembro biológico no solamente en forma física y estética, sino también en sus funciones motrices esenciales. El desarrollo cronológico de sistemas protésicos se ha inclinado por reemplazar un miembro biológico perdido por un artefacto mecánico.

### 3.2.1. Clasificación de los sistemas protésicos

En un inicio las prótesis existentes consistían en piezas rígidas sin movimiento, las cuales fueron evolucionando, hasta llegar a incluir en su diseño mecanismos capaces de brindar movimiento y hasta manipular objetos. Donde podemos ver los diseños de prótesis de mano más importantes, la mano Toronto, la mano Southampton y la mano Cyberhand como lo dice Flores. [54]

Ahora bien se puede apreciar dos tipos de sistemas protésicos:

- Prótesis activa; Así se le denomina al sistema que por medio de un sistema de locomoción integrado logra obtener una posición definida. Podemos encontrar en esta clasificación las prótesis mioeléctricas, mecánicas, etc. Más adelante se estudiarán estos instrumentos.
- Prótesis pasiva; Así se le conoce a las prótesis que tienen una posición fija o bien carecen de movimiento (prótesis estéticas.)

La investigación y desarrollo en el campo de la ingeniería y el mundo de las prótesis está inclinándose por el perfeccionamiento de sistemas mioeléctricos. Estas prótesis consisten en sensores (electrodos) que se encuentran en contacto con la piel. Los cuales transmiten impulsos eléctricos producidos por músculos del cuerpo. Dichos electrodos/sensores transmiten impulsos eléctricos, que a su vez se producen por los músculos del cuerpo. Estos es posible gracias a que en las extremidades parcialmente amputadas aún existen señales microvoltaicas que viajan hacia un controlador que procesa dicha señal, para luego enviarla a un actuador que finalmente mueve la estructura mecánica que forma la prótesis. (figura 3.19)

Existen también metodologías de diseño establecidas, como lo dice Puig, et al; [32] que generalmente son aplicadas en procesos de diseño de manos antropomórficas<sup>5</sup>:

1. Definición del problema
2. Diseño conceptual
3. Diseño preliminar
4. Diseño de detalle
5. Diseño documentado o diseño final

---

<sup>5</sup>Para este caso se puede definir como antropomorfismo a la habilidad que tiene un sistema protésico o robótico de imitar las características de una mano humana.

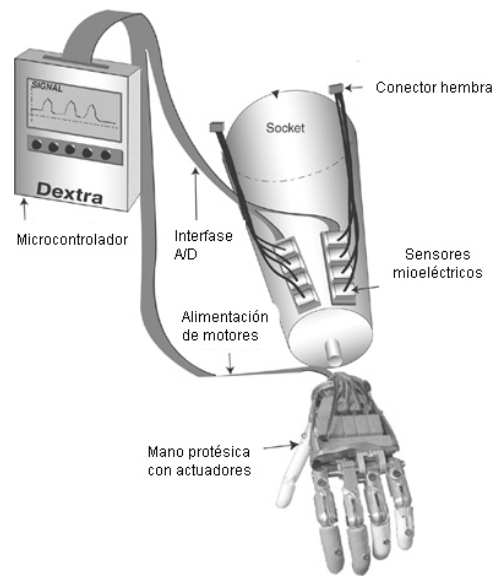


Figura 3.19: Esquema de una prótesis mioeléctrica.

Las metodologías anteriores también indican que identificar las aplicaciones o los objetivos del sistema es fundamental para el diseño. Esto permite enfocarse directamente en los objetivos clave del desarrollo de la prótesis. Por otra parte existen sistemas protésicos mioeléctricos actuados por medio de motores integrados con arreglos de engranes, poleas accionadas por cables, dispositivos neumáticos, etcétera; de los cuales se hablará brevemente en la siguiente sección.

### 3.2.1.1. Sistemas robóticos

Además de los sistemas ya mencionados, se encuentran en investigación y desarrollo brazos o manipuladores robóticos antropomórficos, estos tienen como efector final un dispositivo con apariencia y acciones similares a los de una mano humana. Esto se ha desarrollado con el objetivo de manipular los objetos de mejor manera, ya que estos sistemas tienen la característica de poder emplear un mayor número de actuadores, y así logran obtener más grados de libertad. Esto es posible porque los dispositivos no tienen las mismas restricciones de: espacio, energía, peso, etcétera que tienen los sistemas protésicos. Estas son las características que inspiran y a la vez impiden que se desarrolle un modelo de prótesis más efectivo, así como una etapa de diseño más sencilla y fluida, según Tadano. [57]

Algunos artículos científicos como el caso Fukaya, et al; [46] trabajaron con articulaciones MCF con el fin de obtener mejores sujeciones. Los autores mencionan que la mano humana es una herramienta sumamente compleja capaz de manipular objetos de distintas formas y tamaños, por lo que muchos proyectos de investigación tratan de desarrollar efectores finales con cualidades similares a las de una mano humana. El mecanismo de los dedos en este sistema robótico cuenta con articulaciones MCF de dos grados de libertad para tener mejores resultados en las sujeciones. Como ejemplo hablan sobre la sujeción esférica; reportaron que todos los dedos tocan una superficie esférica cuando se usa esta presión, además observaron que el dedo índice y el meñique tocan los costados de la superficie esférica, permitido por el movimiento de abducción-aducción, (A-A) además de la deformación de la palma.

En la universidad de Keio, Yamano, et al; [23] construyeron un manipulador robótico con una

articulación MCF de 2 GDL. El manipulador es accionado por medio de un motor ultrasónico que transmite su movimiento a cables y esto a su vez lo transmite a poleas. Un aspecto relevante de este dispositivo fue la implementación de resortes en los cables transmisores; esto provoca que el dispositivo tenga un comportamiento pasivo y adaptable a fuerzas externas del sistema, evitando así daños durante su operación. Para la actuación se instaló un motor para hacer la F-E y otro motor para la A-A, ambos instalados dentro del sistema y cada uno con su propio mecanismo y sistema de transmisión.

Folgheraiter y Gini [43] mencionan que hasta ese momento no existe ninguna mano artificial idéntica a una mano humana en el número y características de sus articulaciones, peso, dimensiones y funcionalidad. Las articulaciones de este sistema son muy similares a la articulación condilea MCF, (figura 3.20) la cual dió 2 GDL. Para lograr el control de estas articulaciones en los dedos, se colocaron tendones artificiales; para la unión MCF se colocaron un par de tendones extras para realizar la A-A. Con esta medida tomada fue necesario que implementaran 6 actuadores (neumáticos e hidráulicos) por cada dedo, además de las requeridas electroválvulas.

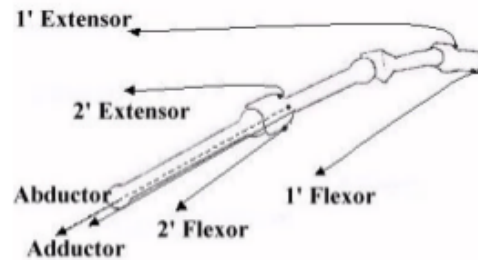


Figura 3.20: Mano artificial con articulaciones MCF de 2 GDL. [43]

Lotti y Vassura [18][17] consideran que las soluciones simples para el diseño estructural de los sistemas protésicos deberían ser consideradas como un objetivo clave para manos robóticas. En el desarrollo de manos robóticas, que son dispositivos que tratan de mimetizar la forma, peso, movilidad, destreza de un miembro biológico. Por otro lado se busca crear diseños más prácticos, simples y aplicables. A diferencia de muchos diseños actuales que se encuentran lejos de empatar el sistema biológico en estas características. Por estas conclusiones a las que los autores llegaron, basaron su proyecto en la creación de mecanismos flexibles que provocan movimientos más parecidos a los humanos. (figura 3.21A) Identificaron diferentes clases de solución para estos mecanismos, uno de ellos es el rodamiento de un perfil o superficie sobre otra en ocasiones compuesto por una parte convexa y otra cóncava. Para evitar el empleo de más componentes, como resortes, se decidió construir un dedo de una sola pieza con uniones flexibles entre las falanges, (figura 3.21B) este fue construido con un material que permitiera la flexión sin demasiada resistencia y el retorno a su posición inicial. También se buscó un material que fuera capaz de soportar las cargas cíclicas de operación. El dedo es actuado por medio de tendones fabricados del mismo material que el resto del dedo.

Este tipo de mecanismo trae consigo un problema general para el estudio de la cinemática y su modelo matemático; este sistema agrega un movimiento de traslación al movimiento de rotación durante la revolución, que se comporta de distinta manera a un mecanismo donde gira sobre un perno o balero. Como trabajo futuro, los autores establecen la implementación de aumentar el número de arcos de flexión a cuatro. De esta manera, pretenden dar un segundo grado de libertad.(A-A) Así se concluye que diseños poco convencionales como este pueden ayudar a

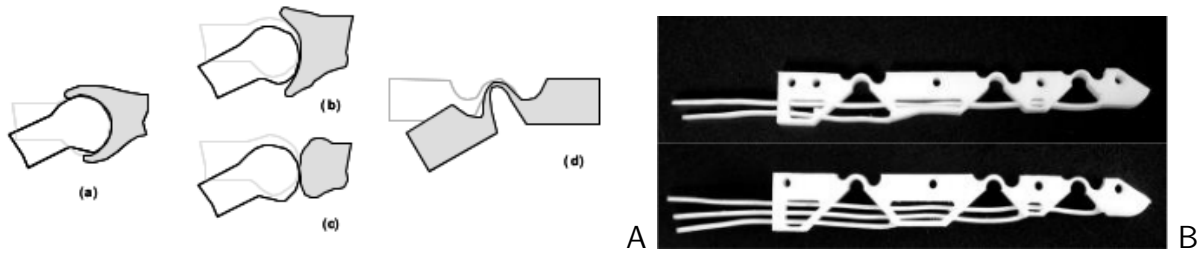


Figura 3.21: *Mecanismo flexible*. [18]

superar límites presentados por soluciones más tradicionales.

La mano robótica Gifu Hand III de Mouri, Kawasaki, Yoshikawa, Takai e Ito, [58] cuenta con una articulación MCF de 2 GDL para todos sus dedos. Esta articulación actúa por medio de dos servomotores uno para la F-E y otro para A-A. Esta articulación permite un intervalo de movimiento de  $-20 \sim 20$  en A-A, mostrado en la figura 3.22.

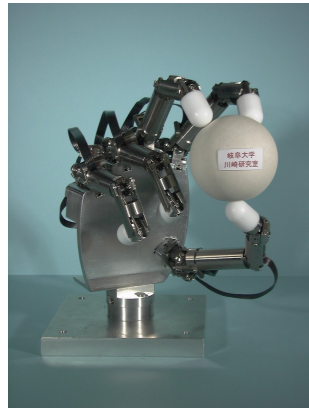


Figura 3.22: *Mano robótica Gifu Hand III, mejora de Gifu Hand II*.

### 3.2.2. Innovación en el diseño de prótesis de mano

En la revisión del estado del arte de las prótesis de mano activas, (artículos científicos, patentes, etc.) Potratz, et al, [27] Modic, [44] Gogliang, et al, [2] Gow y James, [51] Pihlaja, [1] Gow, [3] Gow, [12], hacen notar una tendencia por mejorar la eficiencia de estos dispositivos. Así como el diseño de prótesis que consuman poca energía, posean poco peso y se asemejen a los miembros biológicos. Estas restricciones o requerimientos son los mismos que se encuentran planteados en el capítulo 4 (Necesidades del Usuario) de esta tesis. Otra preferencia que se observa en la literatura es el uso de prótesis con un menor número de actuadores que de dedos o mecanismos a mover (sistemas subactuados). [2]

Actualmente se pueden encontrar sistemas policéntricos en prótesis de rodilla. Esta articulación biológica es del mismo tipo que la articulación MCF (condílea), por lo que su movimiento no es como uno efectuado sobre un perno o eje fijo, siendo poco natural y además afectando en el intervalo de movimiento. (Andrysek, et al [26]) Por estas razones los diseñadores de estos dispositivos también optaron por utilizar mecanismos policéntricos, en su mayoría se encuentran

construidos por mecanismos de barras: cuatro, seis u ocho barras. Estos mecanismos comprenden solo un grado de libertad, ya que el miembro biológico tiene de igual manera un solo grado de libertad. Como se mencionó antes, la articulación permite 2 GDL por si sola, pero los tendones y ligamentos restringen estos movimientos para dejarlo en uno solo. (figura 3.23) El uso de estas barras repercute en el aumento de tamaño y peso en las prótesis.



Figura 3.23: Prótesis de rodilla de barras.

Además de su geometría, distribución y movimientos, el uso de cubiertas o guantes de goma de silicón, o materiales similares para la prótesis de manos, es un recurso muy utilizado debido a su eficiencia en dar una apariencia más estéticamente aceptable. Semejante a un miembro real, mejora las sujeciones, ya que estos dispositivos se deforman para adaptarse mejor a la superficie en contacto.

En el centro de diseño mecánico e innovación tecnológica, en la Universidad Nacional Autónoma de México, actualmente se está diseñando una prótesis mioeléctrica de mano; Flores y Juárez, [54] Flores. [19] (figura 3.24) En este proyecto se ha creado una prótesis completa de mano. Aunque este proyecto aún se encuentra en etapa de desarrollo e investigación, es lo suficientemente avanzada para proporcionar subproyectos de investigación, como el que se desprende este proyecto de tesis. Existen otros trabajos de investigación como los mostrados en las tesis Sandoval, [25] Aguilar y López, [16] Santiago, [20] Escudero, [61] Rios y Roether, [52] Radillo y Walls. [8]

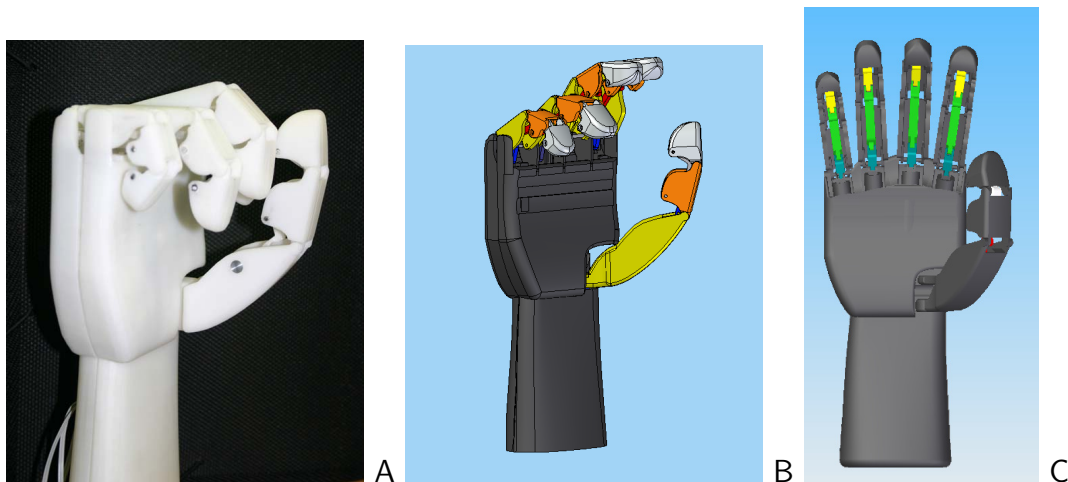


Figura 3.24: Prótesis mioeléctrica desarrollada en el CDMIT. [19][54]

La prótesis i-LIMB, mostrada en la figura 3.25, es uno de los sistemas más desarrollados. Es

utilizada especialmente para amputaciones transradiales. Esta prótesis está basada en un diseño modular y en subsistemas, como ejemplo, los dedos de la mano izquierda y derecha son iguales. Esto permite que se pueda usar el mismo número de parte o dedo para cada mano, que además, posee un arreglo de engranaje de gusano y piñón fijo por cada dedo, lo que permite la locomoción individual de cada dígito. En el *socket* se encuentran un par de electrodos que funcionan como sensores mioeléctricos y reportan una señal de encendido o apagado para los actuadores. La estructura de la prótesis está hecha con una resina de nylon (DuPont Zytel) inyectada en un molde que provee de una rigidez adecuada además de poco peso. Para proteger al sistema del medio ambiente, los fabricantes de este sistema dotaron de una cubierta que se amolda a la forma de la prótesis. Según Modic, [44] Conolly, [10] esto resulta en un apariencia más estética para los usuarios. Esta prótesis mioeléctrica maneja los componentes (dedos y pulgar, etc.) como subensambles, es decir, solo se requiere de atornillar y destornillar una sola pieza para poder instalar o desinstalar estos elementos. [59]



Figura 3.25: Prótesis mioeléctrica *i-LIMB*. [59]

Bundhoo y Park [4] utilizan un mecanismo esférico con dos grados de libertad que simula el movimiento biaxial de un dedo humano. Los grados de libertad y la actuación están dados por cables con memoria de forma estimulados por una corriente eléctrica. En su estudio realizaron pruebas a este mecanismo considerando fuerzas de sujeción en las puntas de los dedos protésicos, en el cuadro 3.2 se muestran los resultados que obtuvieron durante la observación. El valor obtenido corresponde al torque en la articulación MCF del dedo índice.

Cuadro 3.2: Valores del torque en la articulación debido a fuerzas sobre la punta del dedo. [4]

Configuración de los dedos (sujeción)	Aducción-Abducción [Nmm]	Flexión-Extensión [Nmm]
pinza	0	50,58
Lateral	42,06	0
Palmar	0	49,77
Aducción	56,50	0
Abducción	56,50	0
Flexión	0	56,50
Extensión	0	0
Cilíndrica	0	10,51

El artículo de Yang, et al [29] expresa el avance que han tenido los sistemas protésicos. El diseño que Yang y su equipo proponen está basado investigaciones sobre las preferencias del usuario en



cuanto a los dispositivos que prefieren, ya sea usar prótesis de mano estéticas o ganchos, tomando en cuenta cuestiones de estética y/o eficiencia, mostraron que aunque las prótesis rígidas tengan menos funcionalidad son preferibles por cuestiones de estética. La invención consta de una mano protésica antropomórfica llamada IOWA Hand, [30] en la cual su estructura está constituida por resortes orientados a lo largo, simulando ser dedos actuados por tendones metálicos. Estos se encargan de realizar las flexiones necesarias en las articulaciones, aseguran que esta estructura tiene una apariencia realista y similar a un miembro biológico. (figura 3.26)



Figura 3.26: Aquí se puede apreciar el tipo y distribución de los resortes que conforman esta prótesis de mano. [29]

Estos mismos autores, en el artículo presentado por Potratz, et al [27] publicaron que en base a encuestas entre el 30 – 50% de usuarios de prótesis mioeléctricas no usan sus manos regularmente. La razón de esto concierne a la baja funcionalidad, poca estética a menudo causado por la poca naturalidad de los movimientos y poca controlabilidad. Los autores afirman que este tipo de mecanismo ofrece ventajas sobre los mecanismos que tienen una revolución sobre un eje fijo. El diseño del sistema en cuestión cuenta con un solo grado de libertad (F-E) en su articulación MCF, para lograr un segundo GDL, solo es necesario añadir dos tendones más en los costados de los dedos para mejorar la eficacia de la prótesis. Este dispositivo está cubierto por un guante fabricado con silicón con el objetivo de dar una apariencia y funcionamiento más natural.

Carrozza, et al [40] describen el desarrollo de una mano cibernética (figura 3.27) como dispositivo protésico. Aseguran que en las últimas décadas el desarrollo de prótesis han sido enfocadas en el desarrollo de sistemas más funcionales. Para lograr esto se hace uso tecnología y conocimiento creado en la robótica para mejorar ciertos componentes de manos protésicas como: destreza, recopilación de electro señales en la piel y diseño del dispositivo. En su investigación del estado del arte, encontraron ciertas características fundamentales que no han sido resueltas. Estas son:

- Mejora de la destreza y alcanzar altos niveles de frecuencia de operación y precisión en la manipulación.
- Embeber sensores en la piel artificial que sean cosméticamente aceptables, mecánicamente funcionales y confiables.
- Desarrollar un algoritmo de control óptimo que permita identificar y actuar de acuerdo comandos motrícez voluntarios.

Los componentes que reemplazarán a los elementos naturales de la mano (motores, sensores, mecanismos, etc.) están muy por debajo de los componentes naturales, (músculos, huesos, etc.) refiriéndose al rendimiento. Al reemplazar estos componentes naturales es necesario el uso de tecnologías y técnicas de biomimética con el fin de proveer de la mejor funcionalidad posible para imitar los componentes biológicos. Por otra parte el criterio de diseño debe enfocarse en información biomecánica de la mano natural para lograr un diseño más parecido al natural tomando en cuenta, tamaño, peso y apariencia. En general, el dispositivo protésico debe contar con lo siguiente:

- Funcionalidad, debe cumplir con las tareas predefinidas.
- Destreza, debe tener un número grande de grados de libertad, así como precisión en su actuación.
- Control.
- Estética.

Carrozza y su equipo de investigación acuerdan que para la metodología de diseño que están siguiendo, el análisis del funcionamiento de la mano humana es sumamente importante para el diseño biomecánico del dispositivo. El número de GDL se toma en cuenta como uno de los puntos más importantes del diseño. Esta prótesis cuenta con un sistema subactuado,<sup>6</sup> ya que se considera que este tipo de arquitectura permite la reproducción de las mayoría de las sujeciones naturales sin incrementar la complejidad del algoritmo de control: peso, consumo de energía, etc. Cabe señalar que el sistema construido cuenta con un solo GDL y un una flexión monocéntrica.



Figura 3.27: Prótesis subactuada.[40]

Wua, et al, [31] realizó un análisis de fuerzas en el dedo índice durante el uso de un teclado de computadora. Este estudio lo llevaron a cabo teniendo como consideración que el modelo de la articulación MCF cuenta con 2 GDL, F-E y A-A, para así encontrar las cargas correctas en el dedo.

Kyberd y Pons [53] presentan una recopilación del estado del arte en sistemas protésicos, principalmente entre la mano Oxford y la Manus Hand. Con lo que pudieron encontrar que la estética es una gran preocupación para los usuarios de prótesis. Como consecuencia de esto la mano debe ser ligera, compacta y capaz de sujetar objetos en forma natural, es decir, en las posiciones que son reflejos naturales. Una de sus conclusiones es que las restricciones de diseño

<sup>6</sup>Como sistema subactuado se le considera a aquel que tiene un número menor de actuadores que de grados de libertad

de prótesis son mucho más rigurosas que en un robot manipulador, no solamente en los aspectos prácticos como tamaño, peso, precio, etcetera, si no respecto al medio donde la prótesis actúa y para la cual fue diseñada.

En el 2005, Carrozza, et al, [41] desarrollaron una prótesis de mano actuada por tendones que tiene la particularidad de ser fabricada en su mayoría por materiales como silicón. (Figura 3.28) Los autores informan que para superar las limitaciones de los sistemas protésicos actuales y aumentar el nivel de aceptación de el miembro artificial, su diseño debe ser lo más cercano posible al miembro natural en términos de estética, habilidad de sujetar objetos y controlabilidad. El mecanismo de este dispositivo está basado en articulaciones y componentes deformables. Las ventajas de este tipo de mecanismo se refleja en la reducción del costo de producción, mejor desempeño y la reducción de número de componentes.



Figura 3.28: Mano protésica diseñada y fabricada con una variante de silicón, la cual tiene un giro monocéntrico y un solo grado de libertad en su articulación MCF. [41]

En el centro de investigación en Karlsruhe en Alemania, Schulz, et al [55] desarrollaron una mano antropomórfica que aunque no tiene un mecanismo policéntrico ó de 2 GDL en su articulación MCF, vale la pena mencionarla debido al innovador concepto o aplicación de actuador para el dispositivo. Se trata de un canal o tubería instalado a lo largo del dedo, como se muestra en la figura 3.29, que está compuesta por una cámara que se se presuriza con aire o líquido, provocando que esta aumente su volumen. Por lo que se expande y lo hace rígido, y a su vez extiende el dedo. Existen otros proyectos que utilizan actuadores de este tipo Schulz, et al. [56]

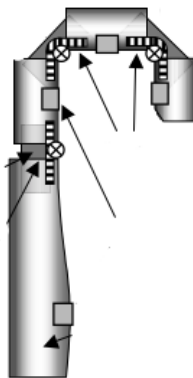


Figura 3.29: Sistema protésico con actuadores que cambian su forma física dependiendo de la presión con que le sean suministrados fluidos. [55]

El artículo De Laurentis y Mavroidis [35][36] menciona una prótesis de mano. (3.30) Que consta de un sistema con una articulación MCF capaz de moverse con 2 GDL, (F-E, A-A) gracias

a una articulación esférica. La actuación está a cargo de dos cables que cambian su estado físico debido al estímulo de cambio de temperatura propiciado por el paso de una cierta cantidad de corriente eléctrica. La capacidad de flexión de la articulación proximal es de  $80^\circ$  y  $\pm 10^\circ$  para A-A. Los autores utilizan un *software* llamado "Grasplt" en el cual les permite realizar simulaciones de sujeciones con manos artificiales, visualizando fuerzas y torques que pueden ser aplicadas en cada sujeción.

### 3.2.2.1. Patentes de sistemas protésicos

En la patente de Gogliang, et al [2] se menciona una mano robótica con tres dedos capaz de modificar la flexión-extensión de los dedos y la orientación de estos con un solo actuador. La orientación de los dedos se lleva a cabo por medio de levas y anclas. El dispositivo cuenta con una transmisión en la cual se encuentra un *clutch*, que se encarga de flexionar los dedos o bien, dependiendo de su posición, girar los dedos. Todo esto tiene como finalidad mejorar las sujeciones del dispositivo ya que este se puede adaptar de mejor manera a los objetos que debe manipular.

La patente, de James [51] trata el diseño de una prótesis con dos dedos actuados en la que su giro es monocéntrico. Aunque su actuación está dado por un motor y transmisión para dos dedos (índice y anular) una leva lineal es el elemento que finalmente provoca el giro.

La patente de Schubert, et al [38] registra una prótesis de mano en forma de pinza, donde plantea un mecanismo basado en un juego de engranes, que se define como uno de los objetivos de este engranaje: permitir que el usuario sea capaz de elegir la velocidad de apertura y cierre de la mano artificial.

En la patente de Mavroidis, et al, [11] se menciona un sistema protésico de brazo y mano; esta extremidad cuenta con articulaciones MCF<sup>7</sup> esféricas con las cuales se puede hacer la combinación de movimientos que realiza un miembro real. (figura 3.30) El diseño de prótesis mioeléctrica está accionada por cables que reaccionan expandiéndose o contrayéndose, al estímulo eléctrico. En el subsistema de la mano de cinco dedos con movimientos independientes, se observan articulaciones (MCF) esféricas actuadas de igual manera por el material electrosensible. Estas articulaciones instaladas tienen tres grados de libertad (GDL) que son restringidas a dos GDL por los actuadores.

La patente US 6,244,644B1 y el artículo de Lovchik y Diftler, [9][5] (figura 3.31) trata sobre las tendencias de diseño y construcción de manipuladores robóticos antropomórficos; y afirma que este enfoque a dado como resultado el sacrificio de ciertas características y funciones con el fin de lograr otras. Por ejemplo cuando se trata de mejorar la apariencia y los movimientos de la mano, suelen restarle importancia a cuestiones como peso, tamaño y la implementación de un control eléctrico. Esto da como resultado dispositivos robóticos de alto costo y difíciles de fabricar. Este manipulador cuenta con cuatro dedos móviles y un pulgar; de estos miembros dos de ellos son solo de agarre o apoyo, mientras que los otros dos son los que realizan el mayor trabajo de sujeción<sup>8</sup>. Los dedos de apoyo cuentan con un grado de libertad en su articulación MCF mientras que los encargados de las sujeciones cuentan con dos grados de libertad en dicha articulación.

---

<sup>7</sup>Metacarpo-falángicas

<sup>8</sup>De acuerdo con el capítulo 3: Marco Teórico figura 3.6 corresponde a los miembros II y III (índice y medio)

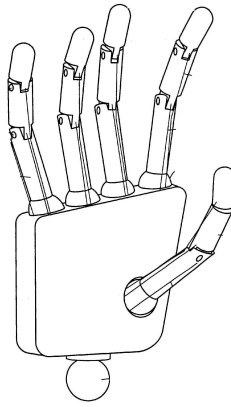


Figura 3.30: Aquí se pueden apreciar las articulaciones esféricas y los cables (actuadores) representados por líneas continuas a lo largo de los dedos, los cuales establecen los grados de libertad.

Los dedos de sujeción en su mecanismo MCF constan de dos articulaciones y cada una representa un grado de libertad; es decir, una articulación para flexión-extensión y otra para aducción-abducción. La actuación de este mecanismo está a cargo de los cables-actuadores ya mencionados. El uso de cables cortos flexibles reduce el tamaño y complejidad del diseño de los dedos.

La falange proximal de los dedos de sujeción cuentan con una superficie curvilínea policéntrica con varios centros instantáneos de giro, que tiene como finalidad mantener un radio de curvatura en la flexión del cable-actuador más largo. Esto provoca el uso de cables más cortos, además de una menor fatiga y desgaste del mismo.

Se necesitan dos cables para mover este mecanismo, la combinación de movimiento de cada uno de estos cables logran provocar el movimiento lateral y frontal de los dedos. Como resultado el mecanismo de barras que produce la flexión logra que la articulación MCF tenga una flexión de  $100^\circ$ , en cuanto al movimiento lateral es de  $\pm 25^\circ$

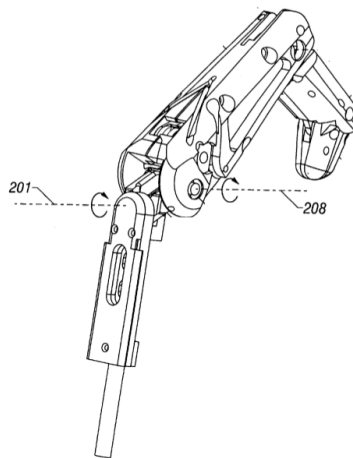


Figura 3.31: Los dos grados de libertad de la articulación MCF se muestran con el número 201 para el eje de giro en la articulación esto hace posible el movimiento de aducción-abducción y 208 el eje de flexión extensión.

La patente de Maeda y Kashiwa [63] describe un brazo robótico antropomórfico en el cual declaran que los grados de libertad, con que cuenta un brazo humano, están concentrados en la muñeca y mano permitiéndole así ejecutar movimientos y tareas complejas. Para lograr esos

movimientos es necesaria una gran cantidad de actuadores, que afecta directamente en el peso dando como resultado no poder utilizar el dispositivo robótico como una prótesis de mano. Por otra parte, es preferible emplear un manipulador robótico como un sustituto de un miembro biológico que tenga grados de libertad similares a los humanos ya que así podrá lograr completar objetivos y tareas más diversas. Además es recomendable que el dispositivo tenga una apariencia lo más natural posible. Este manipulador robótico no cuenta con articulaciones policéntricas y es accionado por poleas y cables.

En la patente Didrick, [14] se describe una prótesis de dedo (índice) articulada para un dedo parcialmente amputado, donde se permite un movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción (dos grados de libertad) como un miembro humano. (figura 3.32) El mecanismo de este sistema es accionado por la porción de dedo restante en la mano, haciendo así que el dispositivo se flexione con la acción de los nudillos o articulación MCF y siga el patrón natural de flexión-extensión. La articulación MCF de este sistema está compuesto por un mecanismo de barras que permite tener un movimiento natural, estas barras le dan la característica de ser un mecanismo policéntrico, aunque el movimiento propio del mecanismo sigue siendo de flexión-extensión únicamente. El segundo grado de libertad lo da el nudillo o porción de dedo restante en la mano, ya que esta articulación continua realizando movimientos naturales.

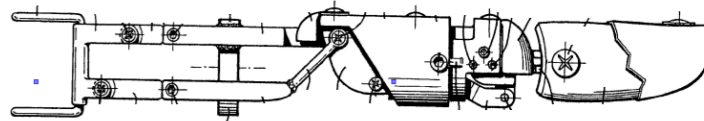


Figura 3.32: Prótesis de dedo índice que funciona en conjunto con el dedo medio.

La patente Massey, [42] (figura 3.33) fue registrada en el año de 1987, con esta información podemos darnos cuenta que el diseño y desarrollo de las prótesis ha tenido el mismo objetivo desde hace algunos años: aparentar un dispositivo protésico que se asemeje no sólo estéticamente a un miembro humano sino también funcionalmente. La prótesis aquí descrita es un ejemplo claro de una prótesis puramente mecánica, ya que está constituida por solamente elementos mecánicos: como resortes, levas, cables, etcetera, donde el mecanismo de la mano es accionado desde el brazo por medio de un cable sujeto por un arnés al codo.

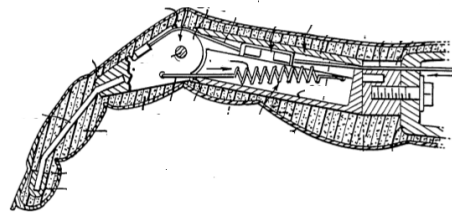


Figura 3.33: Prótesis que en el año 1987 trata de simular de la mejor manera posible a un miembro biológico.

Durante este proceso del proyecto se encontraron muchos dispositivos y sistemas que tratan de afrontar los problemas del diseño de prótesis de distinta manera, según su conveniencia y sus ideas. Sin embargo finalmente se puede apreciar claramente que todos y cada uno de estos proyectos coinciden con el mismo objetivo: de hacer una prótesis de mano humana cada vez más eficiente

y semejante a un miembro biológico. Para esto se considera la apariencia, movilidad, capacidades de operación, etcetera, por lo tanto, basado en la investigación y consulta de la literatura de estos temas podemos decir que aún no se ha creado un mecanismo policéntrico para prótesis de mano que pueda semejarse a una mano biológica. En esta investigación de prótesis de mano aún no se ha desarrollado un dispositivo y tema de estas características.

# Capítulo 4

## Necesidades del Usuario

### 4.1. Definición del usuario

Un usuario es quien usa ordinariamente algo. El término, que procede del latín usuarios, hace mención a la persona que utiliza algún tipo de objeto o que es destinataria de un servicio, ya sea privado o público. Para un proyecto o producto enfocado a las necesidades de los usuarios —y que además se encuentra en una etapa de desarrollo orientada a ellos —no es recomendable incluir a todos los intermediarios del mercado entre el desarrollador y el destinatario de dicho producto.

Por otra parte de acuerdo con Ulrich y Eppinger, [34] durante esta etapa del desarrollo, el diseño de sistemas protésicos debe estar centrado en torno a los requisitos del usuario, es decir, la persona discapacitada o amputada, por ser el factor más importante de este proceso. Las necesidades del usuario aquí planteadas han sido recopiladas a lo largo del proyecto de investigación de sistemas protésicos que se encuentra en desarrollo en el CDMIT. Para el usuario, sus necesidades primordiales se basan muy a menudo en la forma en que mejoran su calidad de vida. Sin embargo hay casos donde el factor psicológico y social son más importantes para el usuario. De acuerdo con Carrozza, et al [41], la importancia que un usuario le da a los factores anteriormente mencionados puede cambiar. Es necesario tomar en cuenta la forma de pensar y la manera en que una persona con un miembro amputado se comporta frente a la sociedad ó si el usuario sufre de algún trauma (psicológico) por la pérdida de un miembro, puesto que influye en su necesidad de sentirse aceptado por la sociedad. El usuario espera que el producto que va a adquirir y usar, en este caso una mano protésica, cumpla con múltiples expectativas: funcionalidad, ergonomía y costo las más importantes. A continuación se enlistan algunos de los requerimientos que el usuario contempla.

#### 1. Funcionalidad.

- Habilidad de tomar objetos fácil y cómodamente, mejor sujeción de objetos.
- Mejor estética y ergonomía que las prótesis actuales ofrecen.
- Que la prótesis no produzca sonidos fuertes o sea completamente silenciosos.
- Tomar objetos fácil y cómodamente.
- Movimientos naturales y continuos, esto involucra que pueda alcanzar ángulos y velocidades. con direcciones que una mano biológica logra regularmente.
- Soportar objetos de distintos pesos así como objetos frágiles.



- Que el mantenimiento sea periódico y sencillo, y por otra parte, que el usuario sea capaz de realizarlo por sí mismo. En caso de que se requiera ayuda técnica, se busca que esta sea de bajo costo y corto tiempo.
- Que tenga movimientos rápidos.
- Que el tiempo de vida del sistema sea de muchos años, si es posible permanente.
- Bajo consumo de energía.

## 2. Ergonomía

- Que sea estéticamente agradable a la vista.
- Que la textura y color similar sean similares a un miembro biológico o al resto del cuerpo.
- Ligero.
- Silencioso.
- Que la instalación sea rápida y práctica.

## 3. Costo

- En caso de que el usuario sea el mismo sujeto que compra la prótesis, requiere que su precio sea bajo, o al menos que esté dentro de su rango de poder adquisitivo.
- Bajo costo en refacciones.
- Refacciones fáciles de adquirir.
- Refacciones genéricas.
- Bajo costo en mantenimiento.

## 4.2. Análisis de especificaciones

Se procederá a realizar un análisis sobre las especificaciones, en términos de ingeniería, que describan en términos medibles las características del diseño del producto.

**Velocidades de rotación:** Tiempo que tarda un miembro biológico en alcanzar la sujeción adecuada para la tarea que va a desempeñar. Para conocer esta medición se crearán y analizarán videos de miembros tomando distintos objetos, haciendo las sujeciones más comúnmente ejecutadas.

**Ángulos de rotación:** Éstos ángulos son efectuados por los miembros biológicos que se pretenden emular, los cuales serán medidos desde una postura anatómica. Éstos ángulos representan los dos grados de libertad con las que cuentan las articulaciones metacarpofalángicas. Para encontrar los valores de dichos ángulos se auxiliará de videos sobre miembros biológicos y revisión sobre principios de anatomía.

**Peso:** El peso permisible para la articulación MCF deberá ser ligero con el fin de que no represente un problema o resulte en cansancio para el usuario de la prótesis de mano. Se determinaron 800 *gr* como el peso máximo que puede tener todo el sistema protésico Flores [19].

**Dimensiones de la articulación:** Las dimensiones de la articulación es una característica crítica en el diseño, y además, posee una relación estrecha con la estética y movimientos naturales de la mano protésica. Ésta articulación deberá tener dimensiones semejantes o iguales a las articulaciones biológicas, y deberán representar una figura volumétrica con una geometría definida. Aproximadamente el dispositivo deberá tener un volumen menor a  $70 \text{ cm}^3$

**Número de componentes:** Reduciendo el número de componentes del mecanismo se reduce el peso, dimensiones, tiempo y costo de fabricación, por lo que el valor del sistema también decrece. El mantenimiento preventivo y correctivo se logra en periodos cortos de tiempo, así como el costo del mismo.

**Resistencia de materiales:** La resistencia de los materiales a las cargas cíclicas que afecten al sistema durante su uso cotidiano (sujetar objetos, que no excedan el peso y dimensiones establecidas), estos materiales y componentes de la articulación deben soportar los esfuerzos y deformaciones permisibles para su correcto funcionamiento y largo tiempo de vida.

**Resistencia de materiales a la corrosión:** Puesto que el sistema protésico no debe entrar en contacto con ningún líquido o solvente para proteger sus componentes electrónicos, esta especificación se contemplará sólo en caso de que por accidente el sistema se vea afectado por un derrame de este tipo de líquidos.

**Mantenimiento:** En el caso del mantenimiento preventivo es preferible que el mismo usuario pueda hacerlo, con el fin de que se reduzca el tiempo y costo del mismo, haciendo uso de herramientas fáciles de operar y adquirir. El mantenimiento correctivo será realizado por un personal calificado para dicha tarea. El mantenimiento se verá directamente afectado en costo, tiempo y dificultad por el número de componentes, distribución, método de ensamble y diseño. En caso de ser efectuado por un equipo técnico, que sea en cuestión de días.

**Tiempo de fabricación:** Si se tiene un sistema protésico sencillo será mucho más fácil y rápido de fabricarlo, esto también afecta en el costo de la fabricación.

**Duración de carga de las baterías:** Para este sistema se planea el uso de motores a pasos Flores [54][19], por lo que se requiere de un fuente de energía eléctrica. Debido a que no existen grandes avances o proyectos en la implementación de baterías que proporcionen una mayor cantidad de horas de energía es conveniente hacer uso de la menor cantidad de actuadores, así como de componentes que sean accionados directamente por el actuador.

### 4.2.1. QFD

Tomando en cuenta los puntos anteriores de necesidades del cliente se crea un diagrama QFD<sup>1</sup> que permite conocer los puntos más importantes y críticos de la etapa de diseño del producto con el fin de satisfacer las demandas del usuario o cliente (figura 4.1).

En la figura 4.1, se puede apreciar como la estética, movimientos naturales y mantenimiento al sistema por el mismo usuario representan la importancia respectiva dentro de los requerimientos del usuario, en un orden de primer a tercer lugar. Para las especificaciones del usuario se observa que las dimensiones de la articulación, duración de carga de las baterías y resistencia de los

---

<sup>1</sup>Quality function deployment

materiales son los tres puntos más críticos o que representan una mayor dificultad de alcanzar en este diseño. Cabe aclarar que en este proyecto no se pretende crear una fuente de energía nueva y de mayor duración a las baterías convencionales que se usan actualmente, sino que trata sobre la creación de una nueva articulación en los dedos con mayor parecido a las articulaciones biológicas, por ello se trabajará directamente en dar solución a los aspectos más importantes antes mencionados.

Relación:  
 0 Nulo  
 1 Débil  
 3 Mediano  
 9 Fuerte

		Especificaciones												
		Ángulos de rotación	Velocidades de rotación	Peso	Apariencia	Dimensiones de la articulación	Numero de componentes	Resistencia de materiales a cargas	Resistencia de materiales a corrosiones	Repetición de mantenimiento	Tiempo de fabricación	Duración de carga de las baterías	Duración de mantenimiento	Evaluación del cliente
Índice de importancia		5	3	4	5	5	2	4	4	1	3	5	1	
Requerimientos del cliente	Estética	5	9	1	0	9	9	0	0	0	1	0	3	160
	Ergonomía	4	0	0	9	1	3	1	0	0	1	1	0	64
	Movimientos naturales	5	9	9	1	3	1	3	1	0	1	9	0	190
	Mejor sujeción de objetos	4	9	3	1	3	3	1	3	0	0	0	1	96
	Mantenimiento por el mismo usuario	3	0	0	0	1	9	9	0	1	9	0	0	114
	Largo intervalo de mantenimiento	2	0	0	0	0	3	9	9	3	9	0	0	72
	Largo tiempo de vida de la prótesis	4	0	0	0	1	0	3	9	9	9	0	0	136
	Bajo consumo de energía	3	1	3	3	0	1	9	0	0	0	0	9	78
	Sencilla instalación de la prótesis	2	0	0	3	1	3	9	0	0	3	0	0	44
	Soportar objetos de distintos pesos	4	0	1	3	0	3	1	9	3	0	0	0	80
	Refacciones fáciles de adquirir	2	1	0	0	1	1	3	1	3	9	0	0	56
Ligero	4	0	0	9	3	3	1	9	3	0	3	0	124	
Índice de dificultad		145	51	116	115	195	98	164	88	40	42	55	31	

Figura 4.1: Diagrama QFD, donde 9 representa una relación fuerte, 3; medio, 1; débil y 0; nulo.

# Capítulo 5

## Diseño Conceptual

En este capítulo se reportan los diseños e ideas que pueden representar el concepto desarrollado. Se llegó a este concepto gracias al método de lluvia de ideas. Para crear y probar estas ideas se decidió crear prototipos rápidos que comprueben los principios de funcionamiento que se pensaron. Estos prototipos deben de ser simples y sencillos que se puedan lograr construir y diseñar con un mínimo de materiales, hasta ser posible hacerlo con objetos reciclables.

### 5.1. Bosquejos de concepto

Después de haber definido cada una de las especificaciones, se procede a analizar cada una de las propuestas de solución al problema comparándolas con lo anterior descrito. Dado que el tipo de movimientos de los dedos de una mano biológica es un sistema que realiza movimientos complejos se le puede comparar con una articulación esférica, este tipo de unión podría ser capaz de emular los movimientos humanos. Debido a que una articulación esférica implica tener más de dos actuadores y por lo tanto un mayor consumo de energía, mayor volumen del sistema. Como tal es una opción con difícil de emplear.

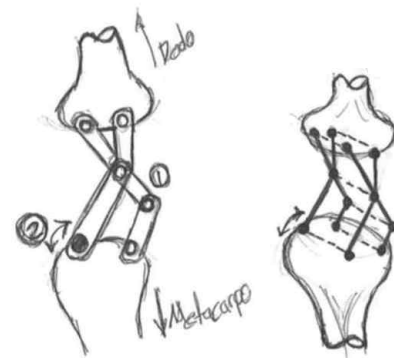


Figura 5.1: Bosquejo de concepto.

#### 5.1.1. Mecanismo de barras

**Velocidades de rotación:** Este tipo de mecanismo ofrece velocidades que pueden ser útiles para esta aplicación. Figura 5.1.

**Ángulos de rotación:** Se puede realizar el movimiento de flexión-extensión alcanzando los ángulos necesarios, lamentablemente es incapaz de efectuar movimientos de aducción-abducción, ambos movimientos forman el giro natural de los dedos.

**Peso:** El peso de este mecanismo dependerá del número de barras y el material que se fabrique.

**Dimensiones:** Dependerá de la complejidad del ángulo de rotación y número de elementos.

**Número de componentes:** El número de componentes aumentará o disminuirá dependiendo del ángulo de rotación y la exactitud en que la trayectoria del mecanismo se apegue a este.

**Resistencia de materiales:** Debido a que las dimensiones de los eslabones deben de ser pequeñas es probable que los componentes no resistan las cargas cíclicas, por causa de la poca cantidad de material.

**Mantenimiento:** Debido a la cantidad de piezas el sistema puede presentar una dificultad y alto tiempo de mantenimiento, así como de la necesidad de que la mano de obra sea muy especializada.

**Tiempo de fabricación:** El tiempo de fabricación es afectado por el número de piezas que el mecanismo haga uso, un punto a favor de esta opción es que serían piezas de simple manufactura.

**Duración de carga de las baterías:** La masa del mecanismo sería poca por lo que el motor no tendría un aumento muy significativo de peso, además de que puede ser movido con un solo actuador.

### 5.1.2. Mecanismo de leva cilíndrica

En la figura 5.2 se muestra otra opción para resolver el problema. Consta de una leva cilíndrica, con una ranura en desnivel que proyecta la rotación (flexión-extensión), de la articulación carpometacarpiana.

**Velocidades de rotación:** Probablemente la rotación de este mecanismo sea lenta, eso dependerá de la cantidad de giro que  $[\omega]$  realice.

**Ángulos de rotación:** Este mecanismo puede cumplir con el giro del dedo en flexión-extensión, más no en abducción-aducción.

**Peso:** Depende de la selección de material y las dimensiones de este.

**Dimensiones:** Por el hecho de ser una sola pieza es probable que este pueda ser de un tamaño lo suficientemente pequeño para no representar consideraciones serias de volumen en la carcasa de la prótesis.

**Número de componentes:** El mecanismo principal constaría de una sola pieza y un actuador.

**Resistencia de materiales:** La leva cilíndrica como tal sería altamente resistente a las cargas cíclicas, el punto crítico puede ser el punto de ensamble con los dedos protésicos.

**Mantenimiento:** Por el hecho de ser pocas piezas rígidas el mantenimiento debería de ser más rápido y simple.

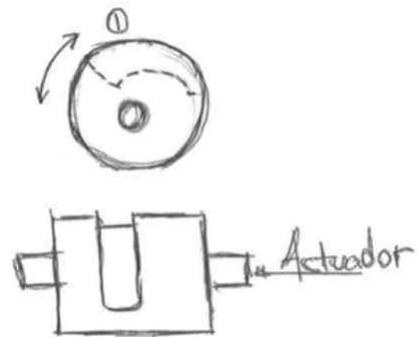


Figura 5.2: Bosquejo de concepto.

**Tiempo de fabricación:** Mecanismos como este se fabrican con rapidez en máquinas impresoras de sólidos, que probablemente sería la mejor manera de producir un prototipo de este concepto.

**Duración de carga de las baterías:** Las baterías tendrán una duración de la misma cantidad de tiempo que cualquier otra propuesta que involucre el uso de un solo actuador.

### 5.1.3. Mecanismo de doble leva

La figura 5.3 representa un mecanismo compuesto por un cilindro con una ranura que describe el movimiento flexión-extensión del dedo, acompañado de otra leva giratoria que desplaza el cilindro en uno de sus extremos en dos direcciones (arriba-abajo) simulando el cambio de eje de rotación que realiza el sistema biológico.

**Velocidades de rotación:** La velocidad de giro de este será muy parecido a la leva cilíndrica ya que el giro del cilindro será prácticamente el mismo.

**Ángulos de rotación:** Este mecanismo puede cumplir y combinar los cuatro movimientos necesarios para emular el movimiento del miembro biológico.

**Peso:** Debido a que el uso de dos actuadores será casi inminente representa el incluir más componentes para poner en marcha este mecanismo, todo esto al final representa mayor peso.

**Dimensiones:** De igual manera que en el punto anterior el aumento de componentes aumenta las dimensiones del sistema.

**Número de componentes:** Principalmente consta de cuatro componentes, dos actuadores, cilindro con ranura y leva de desplazamiento vertical.

**Resistencia de materiales:** La leva cilíndrica por su composición física y geometría puede ser altamente resistente. Se presenta el mismo problema que en la sección 5.1.2 Mecanismo de leva cilíndrica

**Mantenimiento:** El mantenimiento en este sistema se vería más comprometido por el número de componentes y actuadores.

**Tiempo de fabricación:** Aunque sea un mayor número de elementos su fabricación puede ser relativamente sencilla, representando el ensamble de ambas levas como lo más complicado y de mayor inversión de tiempo.

**Duración de carga de las baterías:** El uso de dos actuadores o motores aumenta cerca de la mitad de intervalo de tiempo de operación antes de reemplazar las baterías.

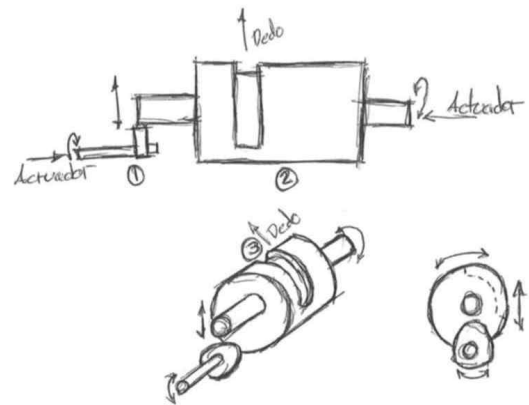


Figura 5.3: Bosquejo de concepto.

### 5.1.4. Mecanismo de leva cónica

En la figura 5.4 se plantea una solución compuesta por un cilindro cónico ranurado en una orientación y ángulo de corte especial que permite imitar los movimientos de un miembro biológico, durante el giro único del componente cónico.

**Velocidades de rotación:** Velocidades similares a las dos propuestas anteriores (secciones 5.1.25.1.3).

**Ángulos de rotación:** Este mecanismo puede emular los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción.

**Peso:** Se ve sujeto al tipo de material con el que se construya y las dimensiones de este.

**Dimensiones:** Puede ser un mecanismo pequeño ya que en esencia trata de una sola pieza.

**Número de componentes:** Básicamente consta de una sola pieza. En una etapa futura este mecanismo podría aumentar el número de componentes, al detallar y hacer funcional el diseño.

**Resistencia de materiales:** Por tener características similares las dos propuestas anteriores su resistencia a cargas cíclicas tendrían valores similares.

**Mantenimiento:** Mantenimiento simple ya que es una sola pieza sencilla.

**Tiempo de fabricación:** En sus elementos principales de funcionamiento el tiempo de fabricación y dificultad es bajo.

**Duración de carga de las baterías:** Las baterías tendrán una duración de la misma cantidad de tiempo que cualquier otra propuesta que involucre el uso de un solo actuador, existiendo diferencias no significativas por la cantidad de masa que se va a desplazar.

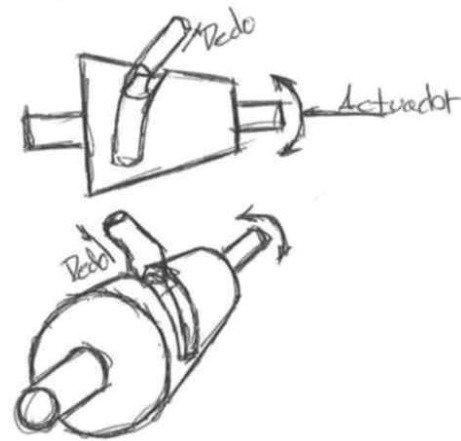


Figura 5.4: Bosquejo de concepto.

### 5.1.5. Mecanismo esférico con leva

En la figura 5.5 se observa un mecanismo esférico con una leva integrada que restringe el intervalo de rotación y orientación que ejecuta el sistema. Esta leva permite tener movimiento muy similar al que realiza una articulación humana en sujeciones comunes.

**Velocidades de rotación:** La velocidad de giro que puede alcanzar este mecanismo puede tener la suficiente rapidez que un elemento biológico alcanza.

**Ángulos de rotación:** Por sus características de articulación esférica es libre de realizar el movimiento de circunducción, por lo que se le restringe con un tope mecánico representando una leva que guiará al dedo en la rotación y giro adecuado.

**Peso:** Su peso dependerá del tipo de material y volumen del mecanismo.

**Dimensiones:** El mecanismo puede ser de dimensiones pequeñas, por otra parte el mismo mecanismo puede dar una apariencia más humana debido a su geometría, por lo que sería adecuado ajustar sus dimensiones a las medidas antropomórficas.

**Número de componentes:** En esencia contempla dos componentes principales, aunque el método de fabricación del sistema podría incurrir en el uso de tres elementos que se ensamblen.

**Resistencia de materiales:** Se puede determinar por el grosor de las paredes del mecanismo.

**Mantenimiento:** Mantenimiento sencillo debido a la simplicidad y cantidad de los componentes.

**Tiempo de fabricación:** Este se ve afectado por el método de fabricación y el número de estos, el ensamble podría presentarse como un consumo de tiempo.

**Duración de carga de las baterías:** Las baterías tendrán una duración de la misma cantidad de tiempo que cualquier otra propuesta que involucre el uso de un solo actuador, existiendo diferencias no significativas por la cantidad de masa a desplazar.



Figura 5.5: *Bosquejo de concepto.*

## 5.2. Sólidos para prototipos de prueba

En esta sección se muestran los dibujos en CAD de los mecanismos previamente descritos. Estos sólidos son usados para experimentar y comprobar que los conceptos e ideas generados



pueden funcionar o cumplen con el principio planteado. Los sólidos se diseñaron pensando en el menor uso piezas posibles con las que se pudieran llegar comprobar este objetivo, estas mismas piezas deberían tener la menor cantidad de ensambles que se puedan y a su vez ser una geometría muy simple. Las dimensiones de estos componentes tienen como referencia medidas que fueron tomadas de previas investigaciones (Flores [54]) y de uno mismo, por lo que podemos decir que se trabajó con medidas aproximadas a las reales de un miembro natural.

Estos diseños fueron creados con el *software SolidWorks*, posteriormente fueron impresos haciendo uso de una máquina de prototipos rápidos; el prototipado rápido es un método de fabricación complejo y automático donde se fusionan partículas de materiales plásticos y resinas, por medio de un rayo laser. Es utilizado en la creación de estructuras y objetos que no pueden ser fabricados por métodos tradicionales. En los dos primeros casos la leva se colocó en la falange proximal con el fin de reducir la dificultad de fabricación y ensamble, en estos dos primeros prototipos solo tres piezas muy similares entre ellas fueron necesarias para probar el concepto. Para el tercer mecanismo se diseñaron tres piezas. En los tres mecanismos el ensamble representa la articulación del dedo índice en la mano derecha.

En la figura 5.6 se muestra el diseño CAD de una leva cilíndrica. Esta leva integrada a la falange proximal del dedo es desplazada por medio de un seguidor que se encuentra fijo en la sección palmar. La leva en el dedo está constituida por un corte o hendidura en un cuerpo circular uniforme, dicho corte varía su profundidad según su revolución, este corte se fue hecho de esta manera pensando que durante el giro del miembro biológico los ligamentos laterales cambian su longitud dependiendo de la posición en que estén. En un extremo de esta sección de dedo con leva se encuentra una articulación esférica que permite a la falange proximal tener la libertad de movimiento necesaria para las pruebas.

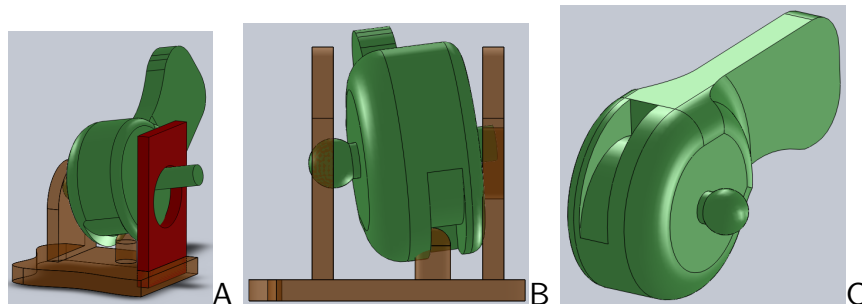


Figura 5.6: Articulación con leva cilíndrica (mecanismo 1).

Al momento de diseñar el sólido y analizar sus movimientos con ayuda de animaciones del *software* se pudo observar que esta configuración crea movimientos distintos a los que actualmente realizan las prótesis de mano, estos movimientos se asemejan a una combinación de flexión y aducción.

La siguiente figura (5.7) trata una configuración similar a la anterior, esta leva es igualmente representada por un corte hecho en un cono circular trunco, esta hendidura recorre la superficie del cono en dos ejes, por esta razón el movimiento que provocará el seguidor o ancla al desplazar la leva será distinto al anterior.

La geometría de la articulación esférica (figura 5.8) probablemente sea la que más similitudes tiene con una articulación biológica, observables a simple vista. Una articulación esférica ofrece un mayor número de grados de libertad de los necesarios, además de ser más complicada la

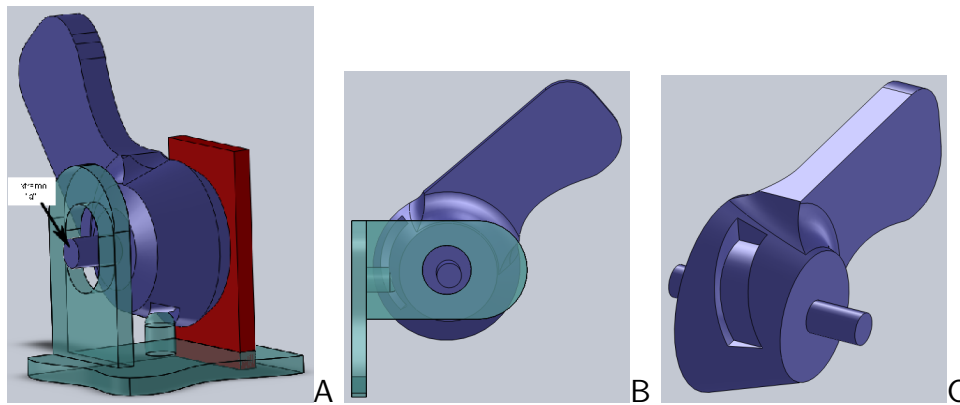


Figura 5.7: *Articulación con leva cónica (mecanismo 2).*

implementación de un control eléctrico, por estas razones, a esta unión se le realizó un corte similar a la trayectoria de un dedo biológico, este corte representa la leva de la articulación.

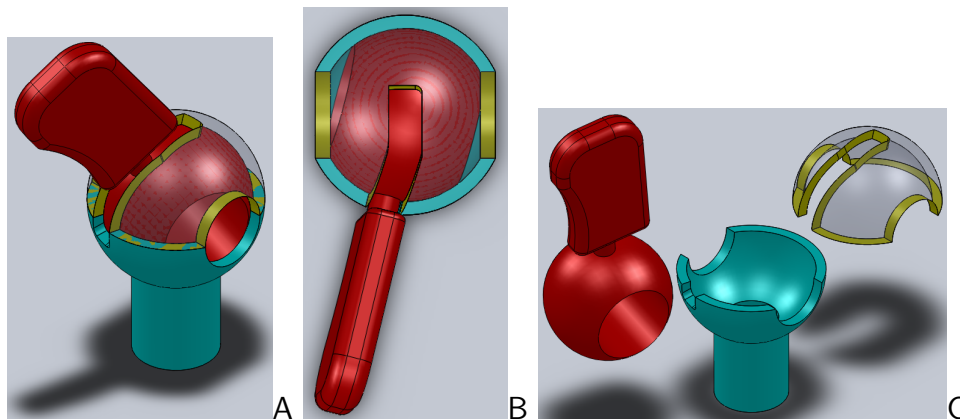


Figura 5.8: *Articulación con leva esférica (mecanismo 3).*

Al final los sólidos fueron modificados haciendo algunos cortes y extracción de material con el fin de reducir material utilizado y tiempo de fabricación, siempre cuidando que las funciones críticas permanecieran iguales.

### 5.2.1. Pruebas de conceptos y resultados

Estas pruebas se basaron en comparaciones de los prototipos de mecanismos construidos contra un miembro biológico. La examinación para ambas partes fue hacer un ejercicio de flexión-extensión (F-E), en el caso de la articulación humana se hizo cerrando y abriendo el puño, ya que así se puede apreciar un movimiento más natural y espontáneo. El mecanismo se colocó en una orientación con respecto a los planos sagital, frontal y transversal es decir tres vistas distintas para apreciar y observar el comportamiento; acto seguido de esto, se observa una mano humana en la misma orientación realizando el mismo movimiento. Como se puede apreciar en las imágenes (figura 5.10, figura 5.11, figura 5.12) uno fue el encargado de mover los mecanismos. Las pruebas fueron realizadas con el objetivo de encontrar las similitudes y diferencias de prototipos con una articulación humana, así como el comportamiento de los prototipos, los pros y contras de cada

uno de ellos. En la figura 5.9 pueden verse las posiciones de referencia con las que se compararon los prototipos

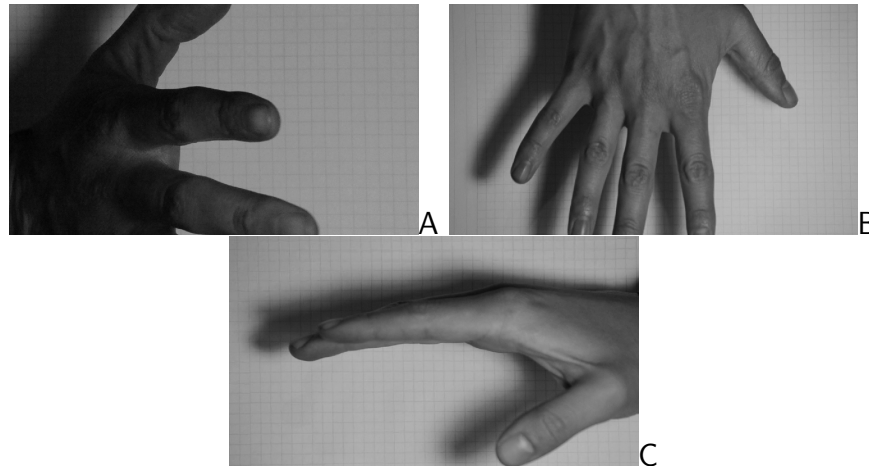


Figura 5.9: Posición y orientación de las manos usadas como referencia.

#### 5.2.1.1. Mecanismo 1

Figura 5.10. Se pudo ver que aunque la porción del dedo (falange proximal) tiene un solo eje de giro se movió de forma distinta a una articulación monocéntrica, esto provocado por la interacción de la leva instalada en el dedo y el seguidor incluido en las piezas que simulan la palma y el metacarpo. En la vista frontal se aprecia como el eje de giro se desplaza conforme el dedo gira. En posición de extensión el eje se encuentra en el centro mientras que en flexión se desplaza entre 1 y 2cm. En el plano sagital se aprecia la desviación que existe en la falange proximal provocado por la leva y la unión esférica con la que cuenta la falange, este movimiento de abrir y cerrar representa el movimiento de aducción-abducción (A-A). En este prototipo no se realizó la prueba en el plano transversal, pero se observó una vez más en el plano sagital pero de cara opuesta, así se podía apreciar mejor el movimiento de A-A. Aunque los intervalos de movimiento y giro en este prototipo son exagerados, ya que un dedo humano no se desvía tanto, se pudo comprobar que este concepto se acerca mucho al deseado, aunque cabe mencionar que el accionar este mecanismo resultó un poco complicado y además la leva y seguidor fácilmente se separaban, producto de que el ensamble no estaba completamente estructurado, esto es resultado de su propia configuración y por la ignorancia de su posible comportamiento antes de la fabricación.

#### 5.2.1.2. Mecanismo 2

Figura 5.11. El mecanismo 2 no presentó ningún tipo de movimiento policéntrico o bien de dos grados de libertad, su comportamiento fue únicamente monocéntrico. Salvo en el plano sagital donde se observó un desplazamiento colineal al eje de rotación. Hubo dos cuestiones u observaciones que se pudieron apreciar que resultan interesantes: la trayectoria y geometría de la leva permite que leva y ancla no se separen durante el giro, los extremos de soporte de la falange al estar confinados de mejor manera que en el mecanismo 1 permitió que el giro y la manipulación de este fuese más sencilla. Por otra parte, probablemente si el extremo "a" de la falange tuviera

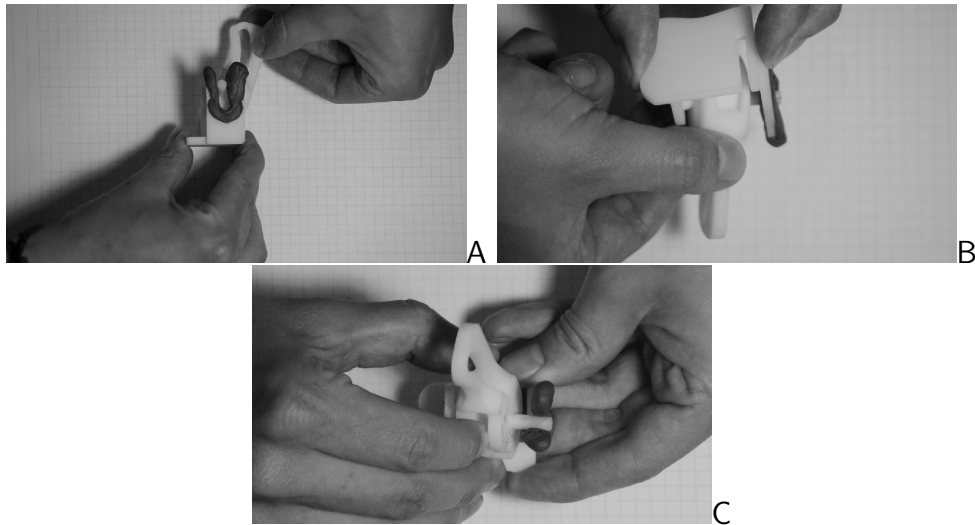


Figura 5.10: Pruebas del mecanismo 1.

características similares a la pequeña articulación esférica del mecanismo 1 podría haber mostrado un movimiento de 2 GDL.

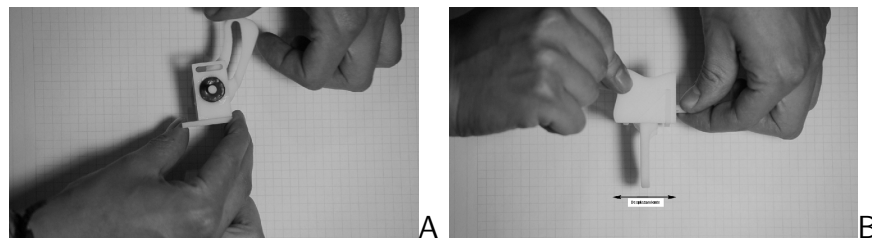


Figura 5.11: Pruebas del mecanismo 2.

### 5.2.1.3. Mecanismo 3

Figura 5.12. La geometría externa de este mecanismo resultó más agradable a la vista, así como mayor semejanza con una articulación humana incluso para personas externas al proyecto que dieron su opinión. En las observaciones con respecto al plano frontal, su actuación es prácticamente como la de un mecanismo monocéntrico, permitiendo una F-E de aproximadamente  $90^\circ$  En el plano transversal y sagital se aprecia el seguimiento que realiza el ancla a lo largo de la leva y como esto provoca que la falange proximal se desvíe y combine los movimientos de F-E y A-A. En este mecanismo no se pudieron ver los puntos instantáneos de giro que estamos buscando, sin embargo mover el mecanismo para visualizar el movimiento fue mucho más sencillo que los anteriores, a la vez, sus partes fueron más sencillas de ensamblar y este terminó siendo más robusto que los otros.

En el anexo electrónico se encuentran videos que se tomaron de la comparación de los prototipos de conceptos realizados a los mecanismos propuestos.

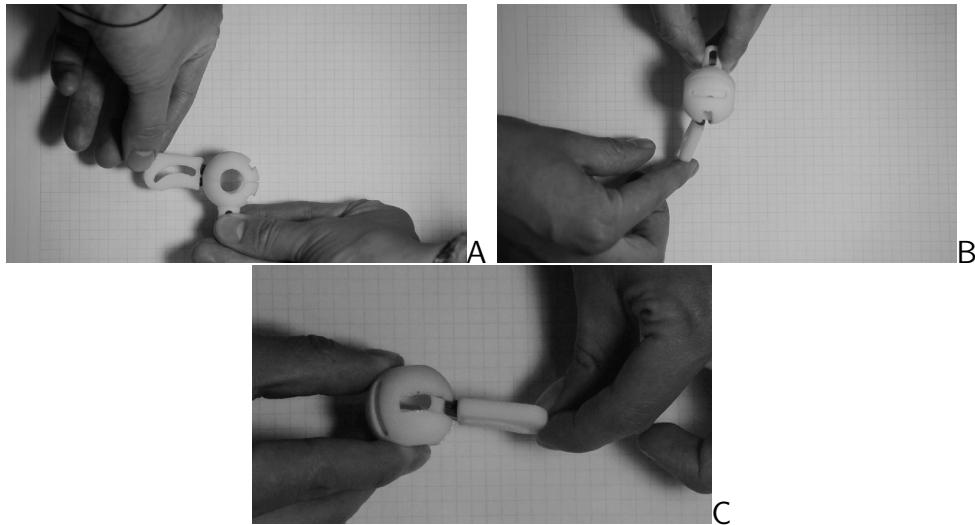


Figura 5.12: Pruebas del mecanismo 3.

### 5.3. Selección de concepto

La selección del concepto es un proceso en el cual se comparan las necesidades del usuario con los conceptos desarrollados, comparando fortalezas y debilidades, es decir el concepto que más se acerque a lo deseado por los usuarios. Con esto es posible seleccionar uno o más conceptos para un desarrollo más profundo.

De acuerdo con Ulrich y Eppinger [34] existen varios métodos para hacer la selección, para este proyecto se utilizará una matriz de decisión, la cual involucra varios aspectos o características de los prototipos; estas características serán evaluadas con los criterios de selección. Criterios formados por las necesidades del usuario y especificaciones; tomando en cuenta los pros y contras de cada uno, juicio en base a observación, intuición como diseñador, así como los resultados obtenidos durante las pruebas realizadas.

Ya que los conceptos fueron creados en base a necesidades y especificaciones concretas, los conceptos deben cumplir con estas características, por lo tanto la evaluación será contra dichos criterios. En el cuadro 5.1 se expresa la matriz ya construida.

Como se expresa en la literatura, la selección del concepto es el momento donde se elige una de las opciones o se procede a hacer una combinación de las mejores propuestas. Para este proyecto se optó por fusionar las características dominantes de cada una de las tres propuestas para realizar un solo diseño, es decir las marcadas con el número 3 en el cuadro 5.1.

Durante la revisión del estado de arte se pudo constatar que los diseñadores dedicados al desarrollo de las prótesis y sistemas robóticos antropomórficos se enfocan o concentran en mimetizar e inspirarse en los miembros y sistemas biológicos con el fin de lograr mejores resultados Lotti y Vassura [18], Carrozza, et al [40], Bundhoo y Park [4], Dickinson [13]. Este enfoque no sólo lo ha tomado este grupo de ingenieros sino es algo ya empleado por otras áreas de la ingeniería como es la aeronáutica Knoval [39], Tucker [60], Hepperle [22] y otros tantos numerosos proyectos que tratan de desarrollar tecnología imitando un a un ser vivo.

Tomando en cuenta este enfoque y los datos ya registrados se pretende realizar un diseño de un mecanismo policéntrico de 2GDL para una articulación MCF, el cual tendrá movimientos similares a los de un miembro biológico. Tratando de crear un diseño simple y sencillo. La figura

Cuadro 5.1: Matriz de decisión basada criterios de evaluación y en observaciones durante las pruebas

Criterios de selección	Conceptos		
	Mecanismo 1	Mecanismo 2	Mecanismo 3
Estética (Paresido más humano)	1	1	3
Movimientos naturales	3	1	2
Mantenimiento por usuario	1	2	3
Ángulos de rotación	3	1	2
Dimensiones de la articulación	2	2	3
Resistencia mecánica	2	1	3
Facilidad de movimiento durante pruebas	1	3	2
Seguimiento de leva	1	3	2
Evaluación	14	14	20

5.13 muestra el concepto que se concibe crear así como dibujos preliminares de este diseño.

El mecanismo consta de tres piezas en total (A, B y C), con las que se trata de incluir cada una de las características del cuadro 5.1. Estos mismos dibujos fueron los que se enviaron a la unidad de prototipado rápido.

Los prototipos rápidos que se imprimieron aparecen en la figura 5.14, así como las evaluaciones y observaciones que se realizaron. Estas observaciones se realizaron de igual manera que en los conceptos anteriores, se simuló el movimiento de F-E. Se apreció que el mecanismo se desvía según la geometría de la leva, cumpliendo con el movimiento de A-A. También se observó que el centro de rotación se desplazó, esto le permite tener características policéntricas. Otra característica importante es la reducción del tamaño, este nuevo diseño tiene dimensiones más pequeñas que se parecen más a las de una estructura ósea humana, con lo que puede prestarse para la implementación de un guanto o capa protectora que simule la piel.

Dentro de las observaciones el mayor problema que se encontró fue que el mecanismo quedó sobre restringido. Las siguientes imágenes (figura 5.14) muestran los componentes del mecanismo, enumerado de la misma manera que la figura anterior (figura 5.13)

### 5.3.1. Observaciones del concepto final

Luego de este análisis se procedió a retirar la porción "A1" y así permitirle más movimiento al mecanismo, ya no se encuentra sobre restringido. Ahora el movimiento combinado de F-E y A-A es posible sin problemas. El espacio entre piezas mostrado en la figura 5.14 B persiste debido a la leva.

Con esta etapa de selección de concepto, construcción y análisis de prototipos se pudo crear un mecanismo conceptual que cumple con los requerimientos y objetivos que se plantearon al inicio del proyecto. Ahora el siguiente paso es detallar este mecanismo y ajustarlo para su posible implementación.

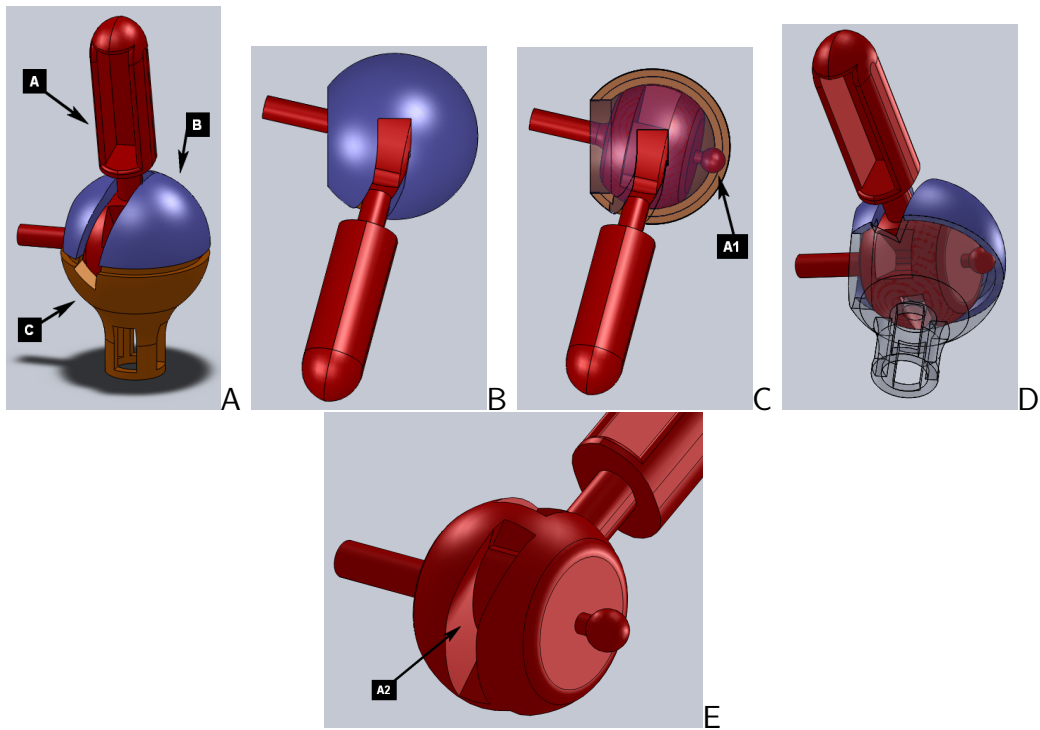


Figura 5.13: A; Muestra las tres componentes del mecanismo. B y C; muestran el mecanismo en la misma posición, la única diferencia es la transparencia del componente "B" que permite observar el mecanismo por dentro. E; el señalamiento "A2" indica la leva en la base del componente "A".

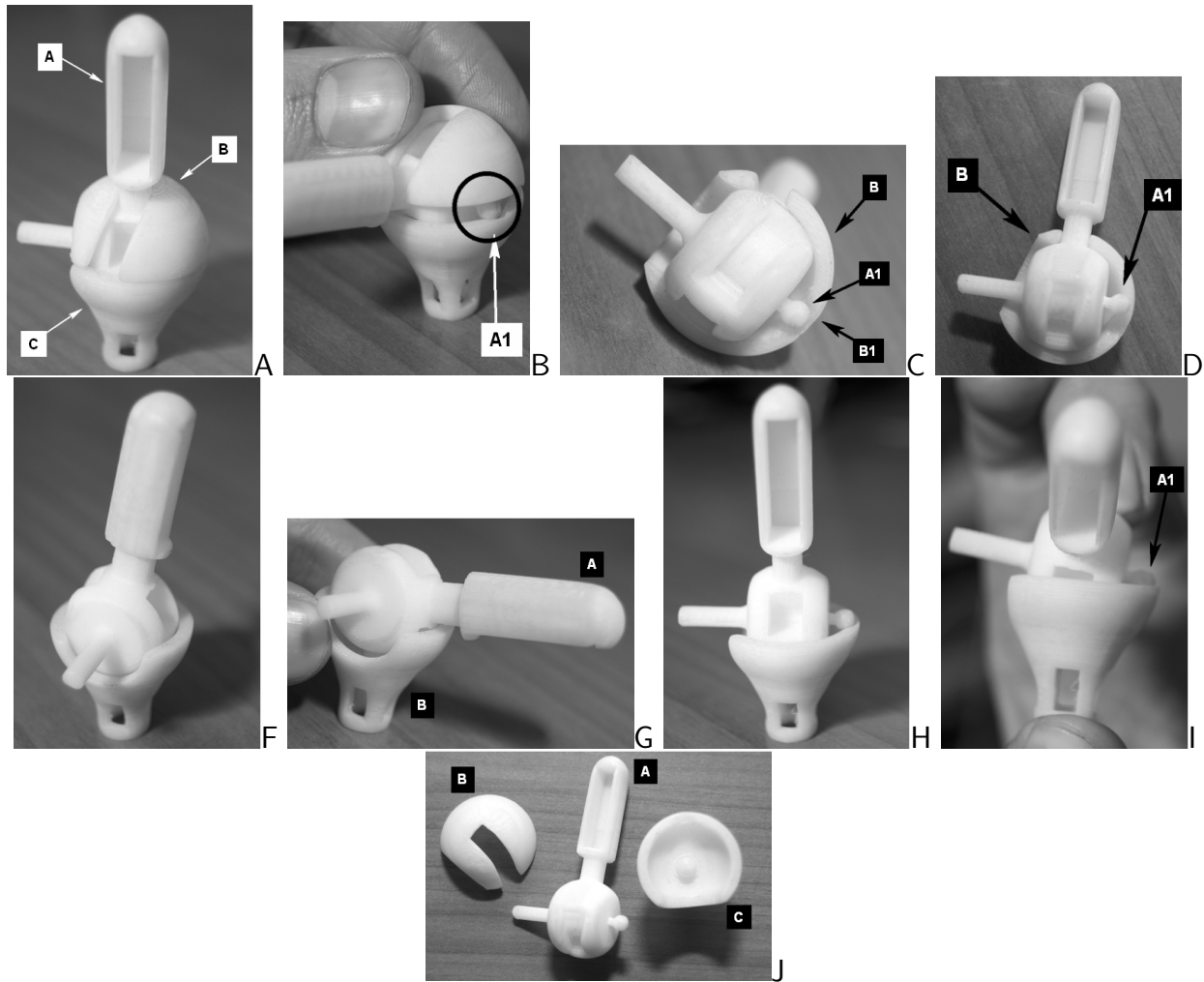


Figura 5.14: Las imágenes B y F muestran el desplazamiento que sufren las piezas al momento de realizar el giro de flexión provocando que el componente "B "se traslade hacia arriba. C y D; Aquí se aprecia como el componente "A1 "ensambla perfectamente en la cuenca "B1 ", esto en extensión, mientras que en flexión (D) la ranura del componente "B "proboca que el componente "A1 "cambie de posición. Las imágenes H e I muestran otro desplazamiento del centro de rotación.



# Capítulo 6

## Diseño de detalle

En este capítulo se describirá el proceso por el que pasará el diseño para llegar a su configuración final, primeramente analizando los resultados y observaciones obtenidas en el capítulo anterior.

Puesto que las funciones críticas de este mecanismo fueron obtenidas el siguiente paso es detallar y acercar este diseño conceptual a un diseño final que pueda ser implementado a el proyecto del CDMIT o algo más importante, que quede como base para el desarrollo tecnológico.

En los diseños conceptuales se hicieron modificaciones sobre los mismos dibujos, para esta última etapa de la tesis se hizo un rediseño nuevo, con el fin de tener menos errores y también poderse dar cuenta de situaciones o aspectos que no se percató en los diseños preliminares. A continuación se hará una descripción detallada del mecanismo y su funcionamiento, así como de cada uno de los componentes.

### 6.1. Descripción del mecanismo

Partiendo de los conceptos planteados hubo la necesidad de recrear los componentes para lograr un mejor desempeño del mecanismo y un mejor ensamble. El mecanismo consta de tres componentes denominados: falange, metacarpo superior y metacarpo inferior. Este mecanismo simula la articulación metacarpofalángica (MCF) del dedo índice de la mano derecha. El componente denominado falange se encuentra confinado dentro de la cavidad que forma el metacarpo inferior y superior, como se puede ver en la figura 6.1 F. En esta unión se encuentran los elementos que producen los movimientos establecidos y encontrados. El mecanismo opera al hacer la flexión o extensión de la falange, esta falange posee una leva con un arco por la cual se desliza un seguidor, con lo cual se produce el cambio de centro de giro, a su vez otra leva que se encuentra en el metacarpo superior, el cual produce el movimiento de aducción-abducción. Combinadas estas dos levas es producido un movimiento que combina la F-E y la A-A (figura 6.1 G). Como en las pruebas de los conceptos a la par de que la falange se flexiona también se desvía hacia un extremo, como se estableció es la articulación del nudillo de la mano derecha, entonces la falange se desvía hacia adentro de la mano, como lo hace un miembro biológico.

Uno de los aspectos rediseñados es que el seguidor en el metacarpo inferior se hizo más corto así como la leva menos profunda, desde luego respetando la proporción de  $3mm$  de diferencia entre los extremos del arco que forma la leva. Esto le permite más libertad de movimiento durante la flexión ya que en los prototipos anteriores se percibía una ligera obstrucción entre las paredes interiores de la leva y el seguidor. La sección esférica de la falange fue igualmente rediseñada con

el fin de permitir la libertad de movimiento necesaria.

A los sólidos presentados en las imágenes de las figuras 6.1, 6.2, 6.3 y 6.4 no se le incluyeron algunos cortes y extracción de material que se aprecian en las piezas reales, pues estos solo fueron hechos para utilizar menos material y hacerlo un poco más ligero sin comprometer la resistencia mecánica, geometría y funcionamiento de los componentes.

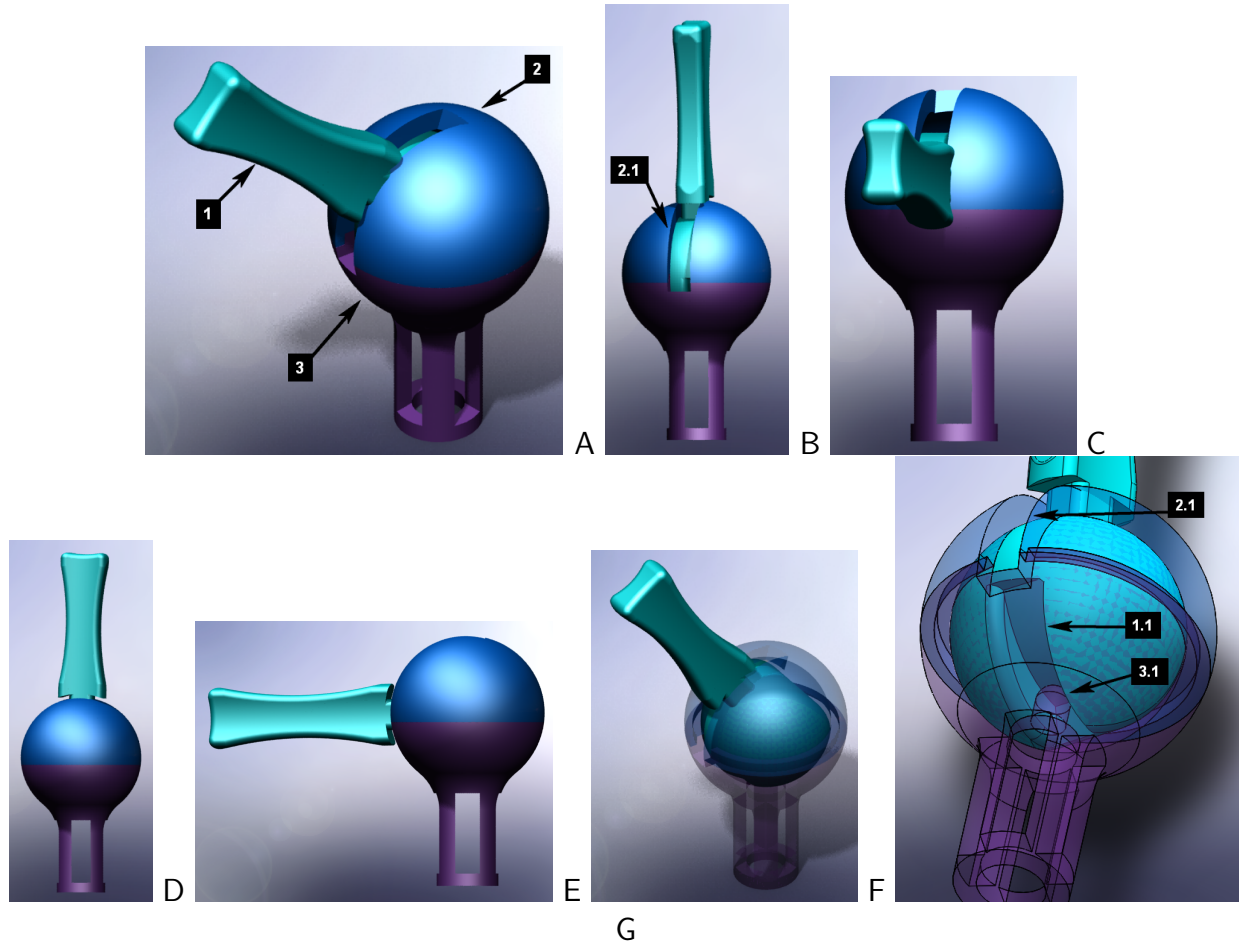


Figura 6.1: *Diseño del mecanismo a fabricar. En la imagen G se aprecian las levas y seguidores del mecanismo. En esta figura se muestra la falange del mecanismo, así como la sección esférica deformable.*

Ahora se plasma una descripción más detallada de cada uno de los tres componentes del mecanismo.

### 6.1.1. Falange

Se le denominó de esta manera porque es el componente que emula a la falange proximal de un dedo. Este sólido consta de dos partes principales, una sección prismática rectangular y otra esférica, como se ve en la figura 6.2 A, la sección larga solo tiene la función de aparentar la porción de dedo desde la articulación MCF hasta la articulación interfalángica proximal. En la sección esférica es la que junto con el metacarpo inferior y superior tiene la tarea de realizar la rotación policéntrica de F-E y A-A. Esta parte es una esfera irregular (número 1.2 en la figura 6.2) con un corte que forma una leva (mostrado con el número 1.1 en la figura 6.2), esta leva provoca

el cambio de centro de rotación en la articulación. En la imagen 6.2 D y B, se puede apreciar la geometría de la leva en el estado de extensión el seguidor que se encuentra en el metacarpo inferior está en contacto con la parte más profunda y colineal a la porción recta de la falange de la leva, conforme se efectúa la flexión, el seguidor recorre la leva hasta llegar a la parte menos profunda y más desviada. Mientras ocurre esta rotación el centro de giro de esta esfera irregular cambia de posición. A este componente se le sustrajo material con el fin que ya se mencionó al inicio del capítulo.

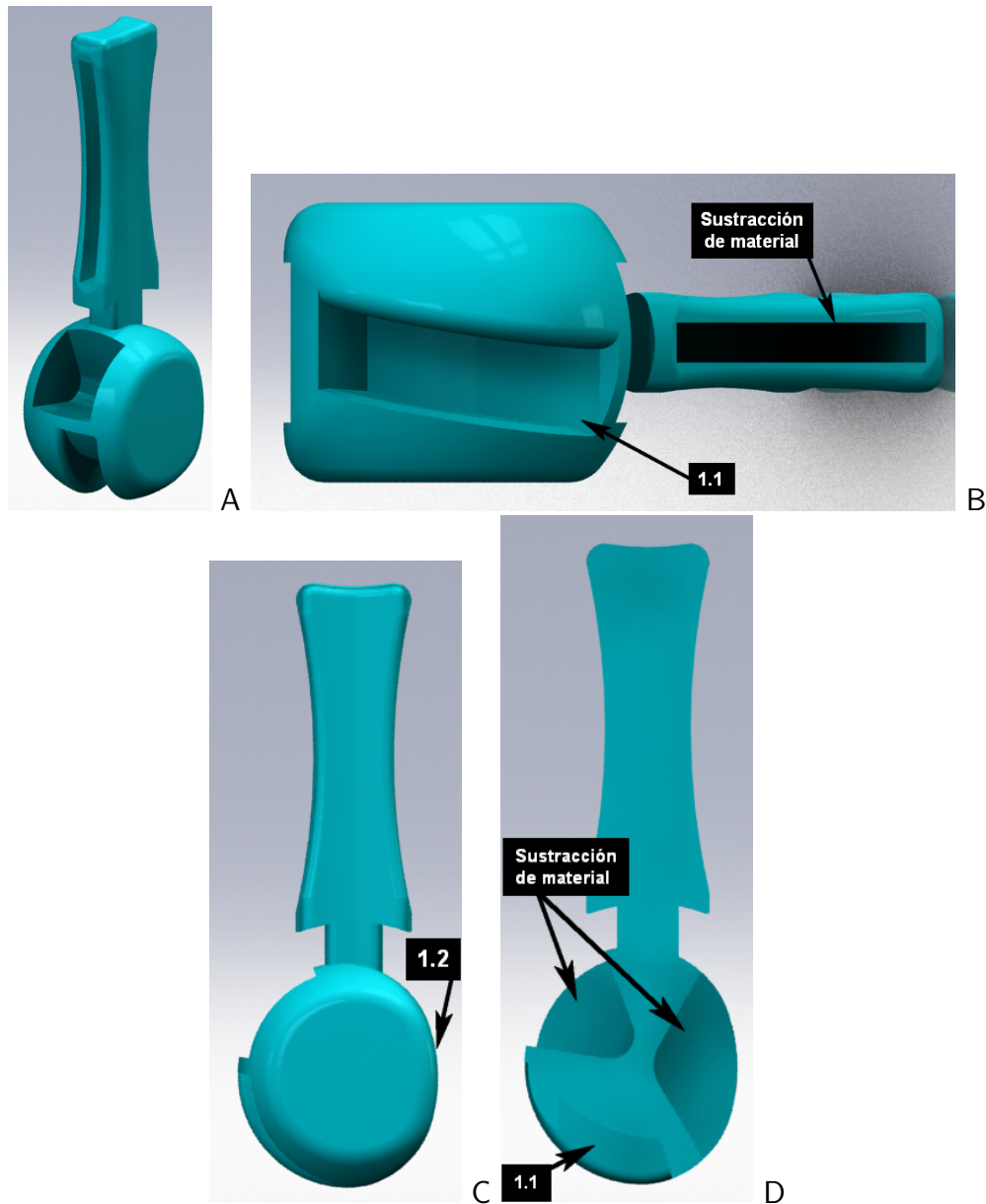


Figura 6.2: En esta figura se muestra la falange del mecanismo, así como la sección esférica deforme. Esta deformidad es necesaria para permitir que exista el espacio en la cavidad formada por los metacarpos.

### 6.1.2. Metacarpo inferior

Este miembro del mecanismo junto con el metacarpo superior forman una cápsula donde soportan la parte esférica de la falange, es también una pieza que imita la función de los tendones, ligamentos y cartílago articular. La geometría de este objeto es semejante a la del hueso metacarpiano y los ligamentos de la articulación. En la superficie cóncava del componente se distingue una protuberancia cilíndrica con punta esférica, este pivote es el seguidor que recorre la leva. La geometría redonda del seguidor 3.1 (figura 6.3) incluida la punta esférica fué diseñada de esta manera para proporcionar más libertad de movimiento al contrario de una geometría cuadrada o rectangular, ya que la leva además de deslizarse sobre el seguidor también rota hacia un costado, es por esto que es necesario que esta leva sea redonda. De lo contrario las paredes de la sección esférica donde se forma la leva en la falange obstruirían el giro del dedo. La forma cóncava de esta pieza permite alojar dentro de ella a la falange. Se le incluyó un escalón o pestaña en la sección donde el diámetro de la pieza es más grande para que este ayude al ensamble con el metacarpo superior, el metacarpo superior tiene esta misma característica pero en sentido opuesto.

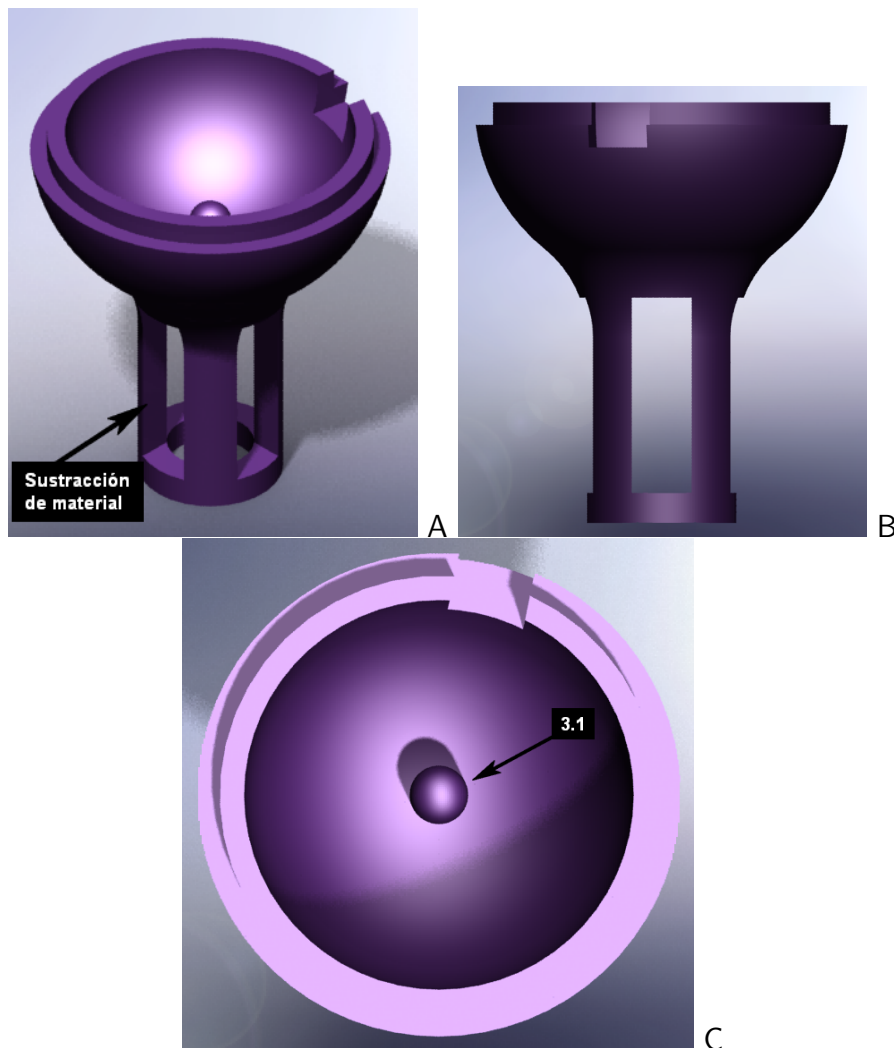


Figura 6.3: En el 3.1 de la imagen C se puede apreciar el seguidor cilíndrico que se desplazara por la superficie de la leva.

### 6.1.3. Metacarpo superior

La tarea del metacarpo superior es restringir el movimiento de la falange hacia arriba del mecanismo, así como de los movimientos laterales. Esta pieza contiene una leva o riel a lo largo del arco de la media esfera. (2.1 en la figura 6.4) Esta leva tiene la misma dimensión que la leva en la falange. Se definió de esta manera para que el intervalo de movimiento de ambas levas sea el mismo, para así evitar problemas de espacio de trabajo y bloqueo entre las mismas piezas. Esta leva que se encuentra en el metacarpo superior tiene una relación de  $15^\circ$  en la adducción-abducción, es decir, observando este componente desde una vista superior se puede apreciar cómo se desvía esta leva. Para esta parte del mecanismo el seguidor de esta leva es representado por la parte más angosta y pequeña de la falange.

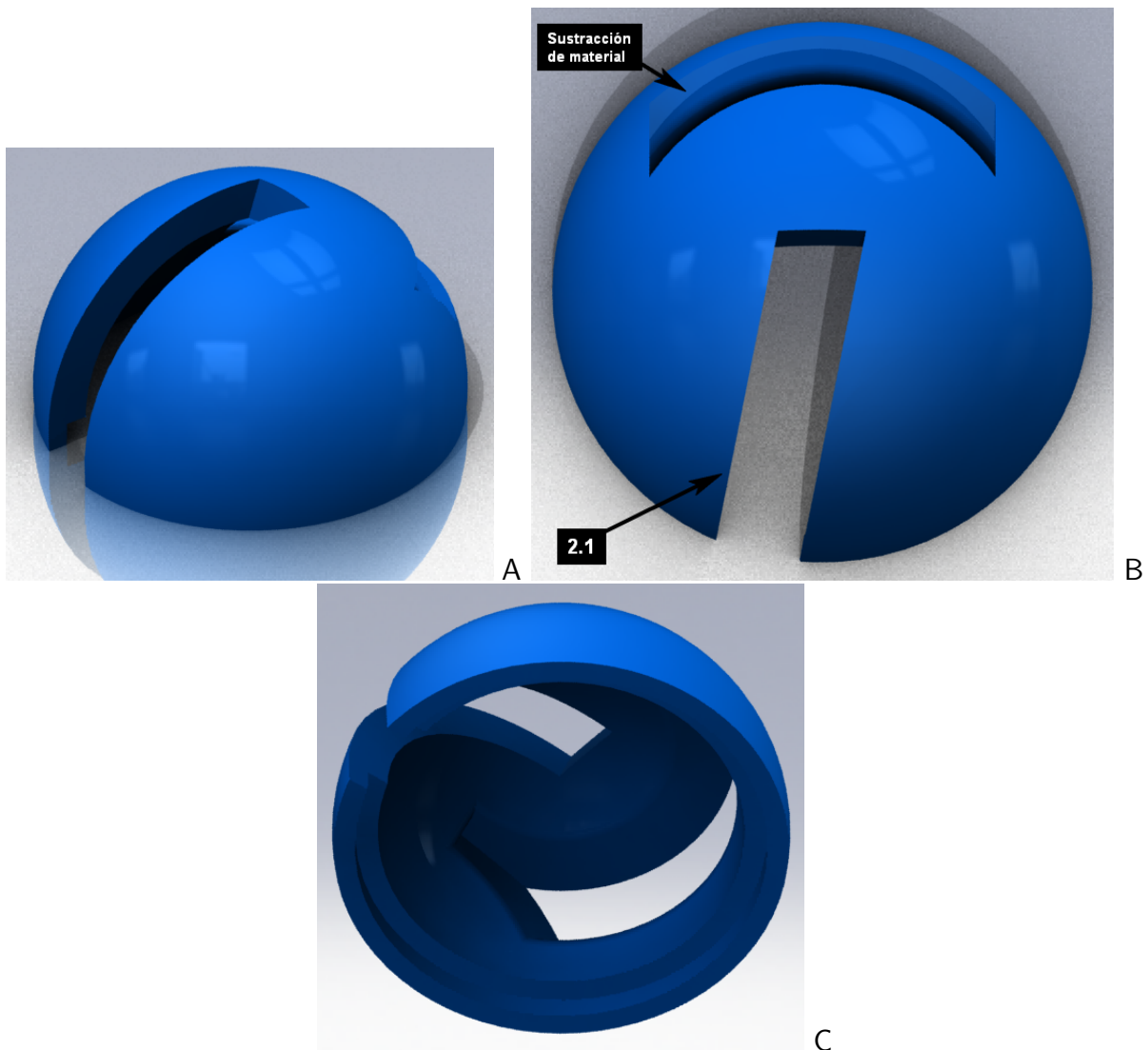


Figura 6.4: En la imagen B se puede apreciar fácilmente la leva de A-A. Así como el escalón de ensamble.

Después de tener el diseño de este mecanismo en software se procede a la fabricación de estos. Para después realizar observaciones y evaluaciones de la propuesta.

## 6.2. Fabricación

El mecanismo se fabricó de igual manera que los prototipos anteriores con material ABS, este material está compuesto de Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno. El ABS se caracteriza por ser un material muy fuerte y liviano, lo suficientemente fuerte como para ser utilizado en la fabricación de algunas piezas para automóviles. Además el ABS posee una gran resistencia a altas temperaturas por lo que se puede utilizar para elaborar: contenedores pequeños, dispositivos eléctricos y electrónicos, interiores de aviones, paneles de instrumentos, prototipos, en la industria farmacéutica para revestimiento de áreas estériles, etc. [54]. Aquí se presentan algunos de los datos de las propiedades físicas de este material.

- Densidad  $1,02 - 1,21g/cm^3$
- Resistencia última a la tensión  $29,8 - 65MPa$
- Resistencia a la fluencia  $29,6 - 65Mpa$
- Módulo de tensión  $1,79 - 3,2GPa$
- Módulo de flexión  $1,6 - 5,9GPa$

Además se eligió este material porque es el que ya se ha utilizado en los proyectos del CDMIT, por lo que este material soporta los esfuerzos que se registran en este tipo de sistemas. Otra característica importante del material es que este proporciona una superficie lisa y uniforme con lo que podemos reducir el nivel de fricción entre los componentes.

La fabricación fue realizada en una máquina de prototipos rápidos como ya se mencionó en el capítulo de diseño conceptual, donde también se explicó algunas de sus ventajas. Este proceso de fabricación duró aproximadamente dos horas. (figura 6.5)

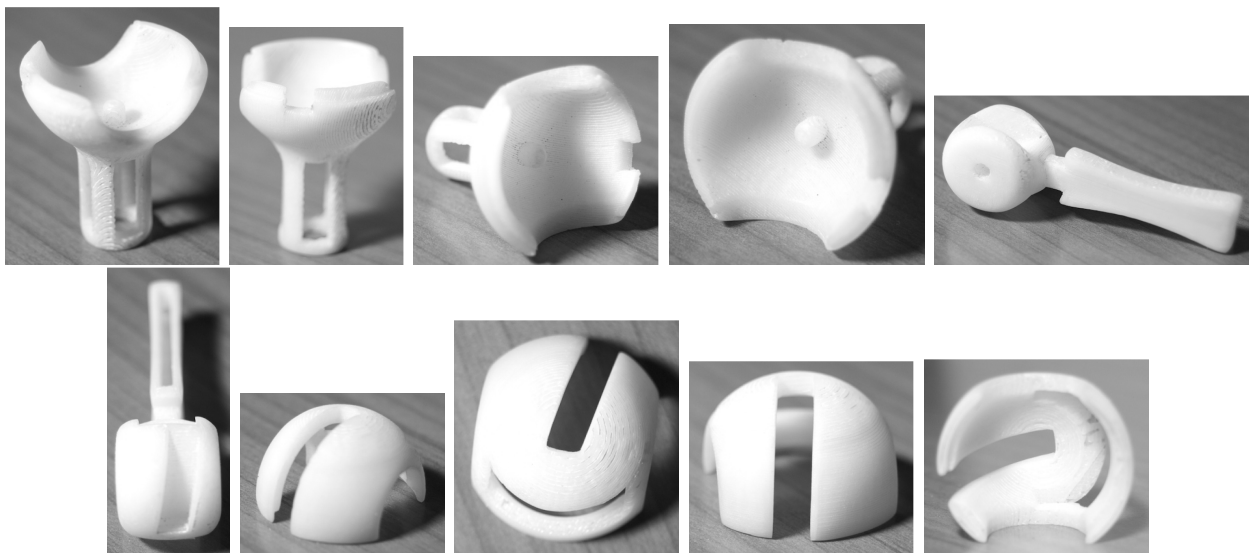


Figura 6.5: Piezas fabricadas del mecanismo.

## 6.3. Pruebas y Resultados

Una vez fabricado y ensamblado el mecanismo se procedió a realizar observaciones y pruebas para corroborar que este prototipo presenta las propiedades con que se diseñó. Para estas pruebas se adherió la superficie inferior del mecanismo a un plano horizontal estático. Perpendicular al mecanismo se instaló un equipo fotográfico también estático. Al otro extremo de la cámara y justo después del mecanismo se colocó una hoja cuadrículada milimétrica. Esta hoja permitirá medir el desplazamiento de la falange con respecto al resto del mecanismo y a la cuadrícula.

### 6.3.1. Prueba 1

Este experimento tuvo como objetivo evaluar el intervalo de movimiento de la punta de la falange. (figura 6.6) En la primer prueba se colocó el plano lateral de este mecanismo perpendicular al equipo de fotografía. a la falange se le instaló una marca de color negro dentro de un barreno previamente diseñado y fabricado para este propósito. Esta marca permite una comparación más precisa de la posición de la falange. También se colocó el centro de este mecanismo en el cruce de las líneas impresas de la hoja.

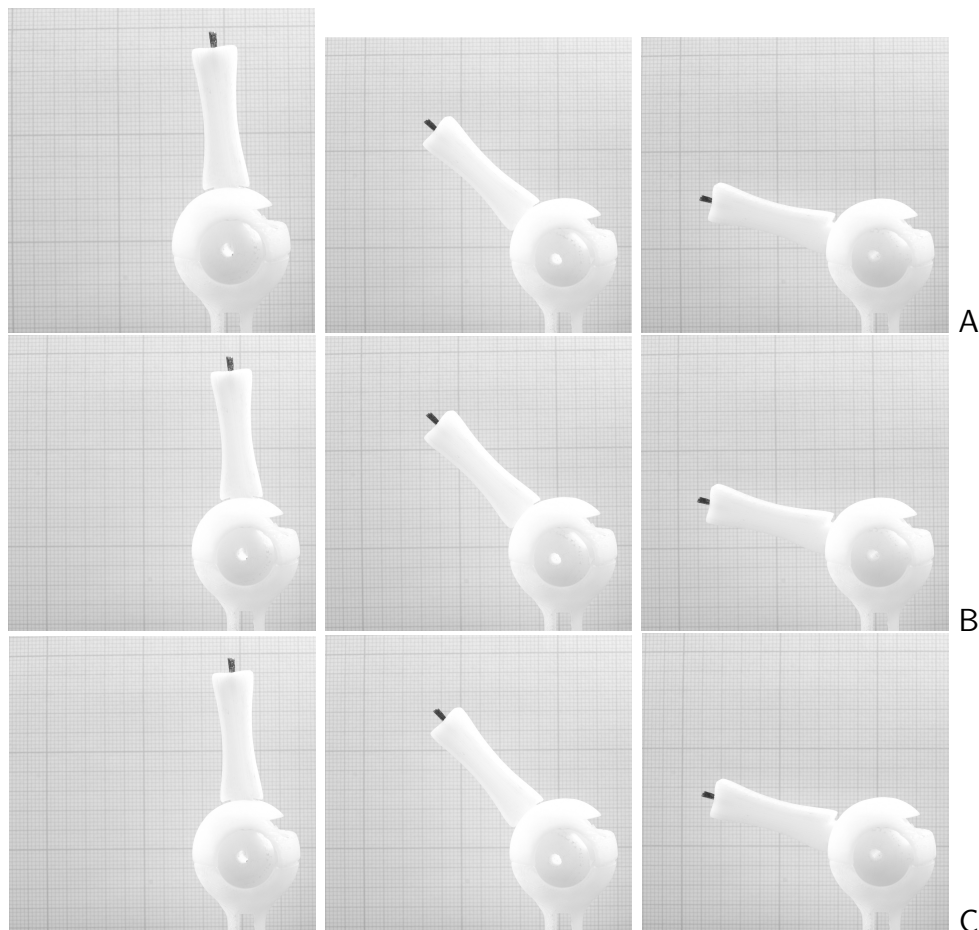


Figura 6.6: Observación 1.

El procedimiento de esta prueba fue realizar tres repeticiones de F-E, además de evitar totalmente cualquier desplazamiento indeseado o no contemplado de la cámara o del mecanismo.

Durante el movimiento de flexión se tomaron tres fotografías al inicio, mitad y final del recorrido de la falange. Esta muestra se repitió de la misma forma en las tres repeticiones.

El primer aspecto observado fue la amplitud del movimiento de la falange. En la posición cero, es decir, en extensión, se encuentra en aproximadamente  $5^\circ$  y en flexión alrededor de  $80^\circ$ . Esto se debe a las dimensiones de la leva, ya que las dimensiones de estas (grosor) limitan el intervalo de movimiento. El marcador en la falange en extensión llegó a una distancia de  $25mm$  desde el centro del mecanismo, mientras que en flexión es aproximadamente de  $20mm$ . Esta diferencia de distancia se debe al cambio de centro de rotación, así como al movimiento de adducción que tiene efecto a la par que el de flexión.

### 6.3.2. Prueba 2

Este experimento se realizó con el objetivo de observar el desplazamiento del centro de rotación de mecanismo. (figura 6.7) En esta segunda prueba se repitió el experimento que en la Prueba 1, pero solo con dos repeticiones y cuatro fotografías durante el movimiento. Las cuatro fotografías fueron necesarias para lograr percibir el movimiento del centro de la falange. En esta ocasión se le colocó una marca contrastante con la cuadrícula y con el mecanismo en el eje central de éste. Se puede apreciar el ligero desplazamiento que tiene el centro de la semiesfera de la falange, lo que representa el centro de rotación del mecanismo. Al inicio de la rotación el mecanismo comienza a bajar dirigiéndose hacia la izquierda de este. Conforme avanza éste comienza a subir hasta quedar ligeramente más arriba que la posición original. De haberse completado el giro de la falange el cambio de posición del centro de rotación sería fácilmente detectable y cuantificable.

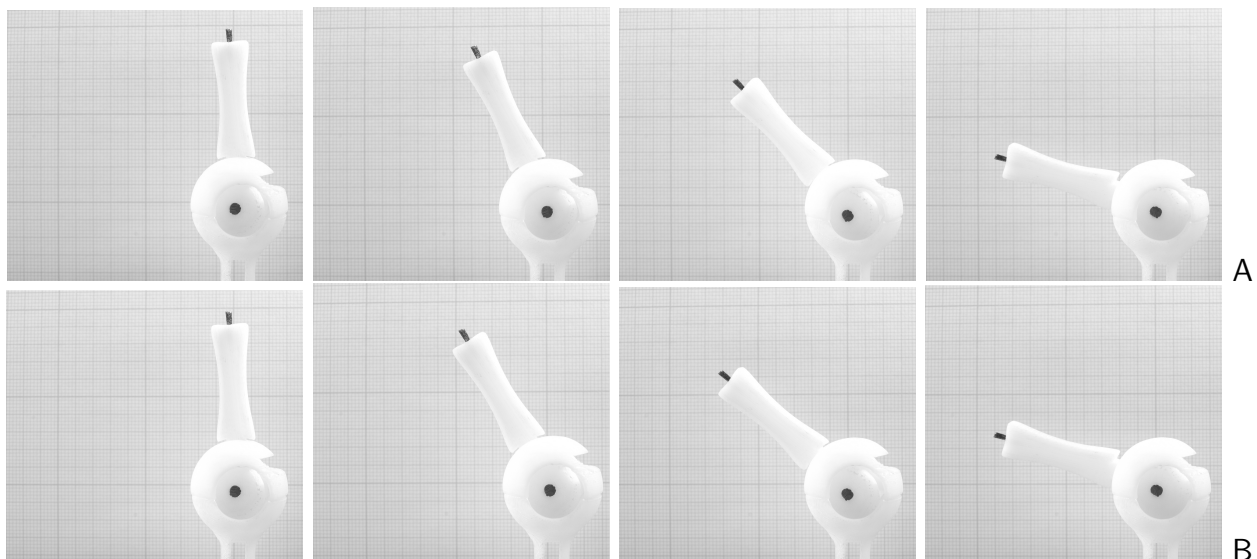


Figura 6.7: Observación 2.

### 6.3.3. Prueba 3

Esta prueba se realizó con el objetivo de observar si este mecanismo puede realizar el movimiento de A-A. En la figura 6.8 se aprecian tres repeticiones con tres fotografías cada una. En este experimento se realizó el mismo movimiento que en los dos anteriores, es decir, se realizó un



movimiento de F-E y se observaron los resultados de este movimiento. Para este caso se colocó el equipo fotográfico perpendicular a la vista superior del mecanismo, la cuadrícula se colocó al otro extremo, quedando el mecanismo entre la cámara y la hoja cuadriculada. Como resultado, se pudo observar claramente la desviación que tiene por efecto el mecanismo. La falange gira hacia la derecha del mecanismo haciendo el movimiento de aducción. Esta inclinación tiene una amplitud de  $15^\circ$  aproximadamente. También se colocó un marcador largo que atraviesa el mecanismo solo para corroborar que eje de giro de la falange también cambia de orientación.

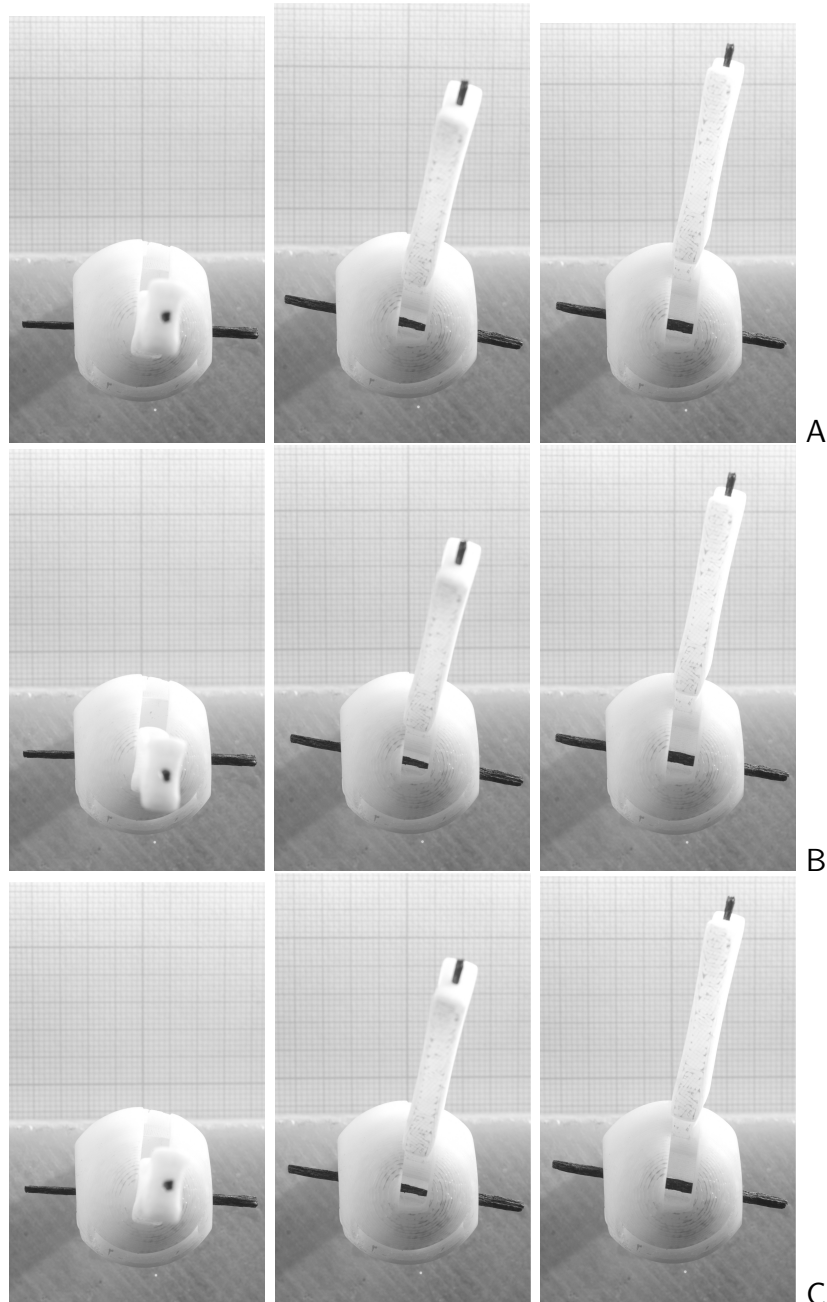


Figura 6.8: Observación 3.

Con estas pruebas y observaciones podemos concluir esta sección en que el prototipo de mecanismo propuesto cumple con los objetivos planteados al inicio del proyecto. Respecto al

desplazamiento del centro no se obtuvo el desplazamiento que se esperaba. Pero aun así podemos decir que existe la posibilidad de que en caso de seguir desarrollándose este mecanismo puede proporcionar el intervalo de movimiento que se desee. Para la combinación de F-E y A-A el resultado fue satisfactorio. Se puede apreciar fácilmente la posición de la falange. De esta manera este mecanismo posee un movimiento más natural y parecido al de un miembro biológico, por lo que puede proporcionar mejores sujeciones y mejor apariencia en los movimientos de la prótesis.

Además de estos experimentos, también se realizaron pruebas de resistencia de los materiales. Esto fue para conocer de manera un poco más exacta los límites de esfuerzo de los componentes en el área donde recibirán mayor fuerza.

En la figura 6.9 se muestra la falange sometida a una fuerza aplicada a la cara que tiene la sustracción de material. Se puede apreciar en la tabla contigua al sólido la escala de esfuerzos, así como los lugares donde este esfuerzo provocaría una deformación mayor.

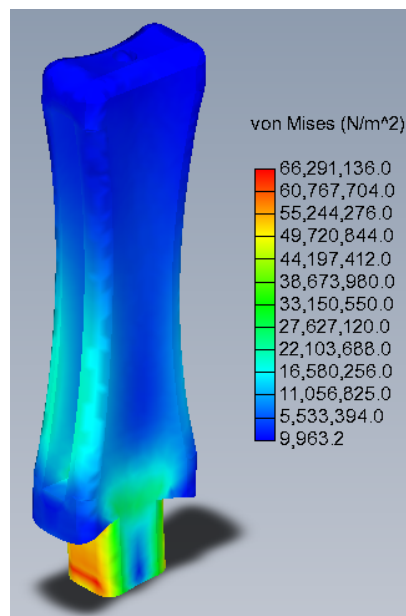


Figura 6.9: Esfuerzos en la falange.

En la imagen 6.10 se aprecia el mismo estudio que la pieza anterior, ahora aplicado en el metacarpo inferior. Aquí se aprecia como el seguidor de la leva es el componente que más se deforma y más soporta esfuerzos.

El metacarpo superior está mostrado en la imagen 6.11. De igual manera se puede ver la deformación y la escala de esfuerzos.

Algunas de las deformaciones que se perciben en las imágenes pueden ser eliminadas o reducidas una vez que el mecanismo sea ensamblado.

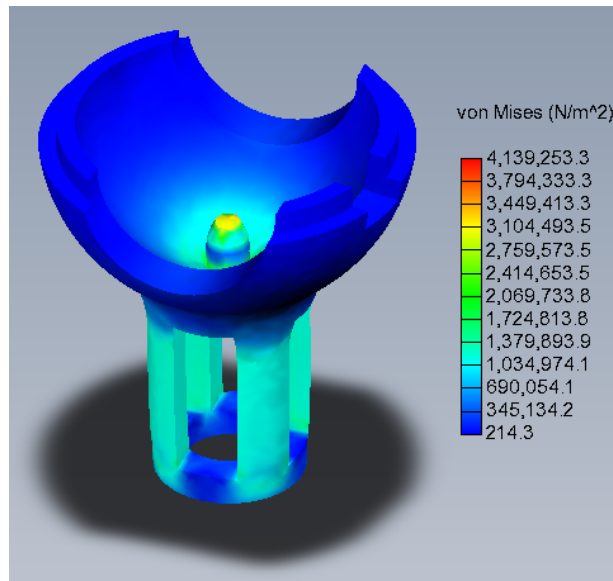


Figura 6.10: Esfuerzos del metacarpo inferior.

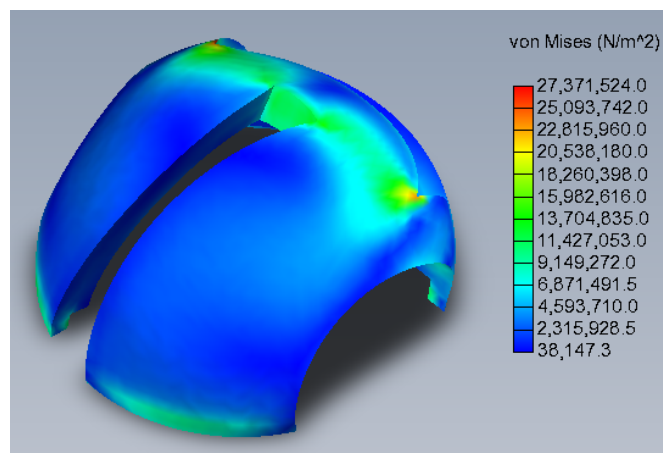


Figura 6.11: Esfuerzos del metacarpo superior.

# Capítulo 7

## Trabajo Futuro

En este capítulo se expone el proceso y desarrollo que se debe seguir en esta investigación de acuerdo a la experiencia y conocimientos adquiridos durante el proyecto y formación académica en el posgrado de ingeniería, del autor de este documento. Los trabajos a futuro para este estudio permitirán crear un mecanismo más adecuado al actual proyecto de desarrollo de prótesis que se sigue en el CDMIT, así como un mecanismo más robusto y fácil de implementar.

El primer paso que se debería seguir es la adaptación de las características esenciales de este diseño, como son la combinación de levas y seguidores. Las características deben ser adaptados a los requerimientos del resto de la mano, del proyecto principal de prótesis en desarrollo, refiriéndose al tamaño, peso, sujeción al cuerpo de la mano, etc. Es decir, como será ensamblado al resto de la prótesis, respetando los puntos críticos y funcionales que el autor destacó.

Otro punto que se deberá tratar es la actuación del mecanismo. Durante el desarrollo del tema se pensó en una actuación por medio de cables conectados a un tambor o rodillo integrado a un motor eléctrico; a su vez conectado al mecanismo. Este tambor gira en dos direcciones para provocar el movimiento de flexión y extensión. (No sé si debo incluir un pequeño dibujo o solo lo explico con palabras)

La selección de materiales que se realizó parece ser adecuada, pero es necesario realizar un análisis a profundidad para determinar el más adecuado, el tipo de análisis debe ser similar a las condiciones de operación a las que será sometido el mecanismo.

Desarrollar el diseño de experimentos pertinente para el mecanismo. Estos experimentos deben ser creados contemplando las funciones y partes críticas de los componentes. Con los resultados de los experimentos es posible conocer a fondo el comportamiento del mecanismo.

Desarrollar un estudio a fondo sobre la resistencia mecánica de los materiales. Un análisis de flexión y esfuerzo para las áreas de la falange en donde exista la presencia de fuerzas. De igual forma se pueden realizar estudios de mecánica de materiales en zonas donde no exactamente se presenten esfuerzos directos; esto permitiría encontrar las dimensiones idóneas de cada uno de los componentes. De esta manera se podría reducir la cantidad de material a usado, de esta forma puede existir una reducción de peso o ajuste de dimensiones. Con los resultados arrojados por estos análisis es posible encontrar la resistencia exacta de cada una de las secciones o piezas del

mecanismo. Estas observaciones pueden permitir la combinación de distintos tipos de materiales en lugares específicos, es decir, si una pieza o sección se ve sometida a un esfuerzo grande esta se pueda fabricar de un material más resistente o al contrario, si un material sufre de menos fatiga se puede implementar un material más ligero y económico puesto que no es necesario un alto nivel de resistencia a esfuerzos mecánicos.

Se debe analizar las fuerzas de fricción entre los componentes del mecanismo; principalmente en las levas. En caso de que la fricción represente un problema para la locomoción del mecanismo o demasiado esfuerzo para los motores. Después de conocer esta importante característica y en caso de ser necesario se puede realizar modificaciones al diseño del mecanismo para reducir la fricción.

Es sumamente importante realizar un análisis para obtener el modelo cinemático del mecanismo. Este modelo es fundamental para desarrollar un controlador óptimo de este mecanismo. Como se dijo en el capítulo de la revisión de literatura es un tema bastante complicado, puesto que no es un mecanismo común y corriente.

Como en cualquier proyecto, construcción, fabricación o diseño siempre se puede mejorar. Es por esto que este mecanismo debe y puede seguir cambiando pues en cada uno de estos ciclos se obtendrán mejores resultados; como sucedió en este proyecto, en cada uno de los ciclos de diseño los resultados fueron mejorados.

# Capítulo 8

## Conclusiones

En este capítulo podemos tratar diversos temas, opiniones y conclusiones a las que se llegó. Cabe mencionar que muchas de estas conclusiones pueden aplicarse no sólo al desarrollo de prótesis humanas, sino a cualquier proyecto científico que tenga como finalidad ser semejante a un cuerpo biológico o bien, que tenga como inspiración una estructura biológica con vida propia.

Como primer punto podemos establecer que mediante los estudios realizados el autor se percató que el control de este mecanismo debe ser modelado de distinta manera a un mecanismo tradicional. Ya que sus componentes, funciones y características no son las que se presentan en problemas comunes o problemas de cualquier sistema mecánico cotidiano.

La sujeción de los objetos es un proceso que se desarrolla desde el nacimiento, donde cada objeto tomado de distinto tamaño y forma representa un aumento en la experiencia de esa tarea, muy probablemente perfeccionada hasta que se encuentra la mejor posición de los dedos y palma de la mano para tomar un sin número de objetos, actividad realizada inconscientemente en la gran mayoría de los casos. Al final esta actividad es realizada por simple instinto Knoel [39], Tucker [60], Hepperle [22], Carrozza, et al [40], Bundhoo y Park [4], Dickinson [13].

Sería recomendable que se contemple la participación de especialistas del área biológica con el fin de que provean de conocimientos y mejor entendimiento sobre las funciones del cuerpo humano, es decir por qué el cuerpo humano tiene ciertas características y patrones. Esto probablemente ayudaría a proyectos de ingeniería a entender de una manera más filosófica cómo funciona el cuerpo humano; acercarse al diseño e ingeniería inspirada en la naturaleza, como la biónica o biomimética para lograr diseños más adecuados para su interacción con el cuerpo humano.

La tendencia de diseño mecánico de las prótesis parece ser que imitan el cuerpo humano viéndolo desde una perspectiva exterior, pero en realidad los diseñadores aún no entienden cómo funciona el cuerpo humano, cómo son las articulaciones, por qué tienen esa geometría. Es decir se tratan de hacer mecanismos policéntricos de 2 GDL, pero con un pensamiento o razonamiento de diseño clásico, no se piensa de manera distinta, se trata de resolver el problema con pernos, levas, resortes, motores y cables, el cuerpo humano no es nada de eso, es algo único, algo vivo, de igual manera esto parece que pasa en el resto de los proyectos que tratan de simular una entidad biológica.

Crear proyectos de desarrollo de tendones y ligamentos artificiales con las características y eficiencia de una articulación natural. Como se pudo ver en capítulos pasados los tendones de las articulaciones son capaces de colocar las articulaciones en su posición original y permiten todos los movimientos existentes. Por lo que se puede pensar que si se llegara a resolver satisfactoriamente este tipo de problemas el desarrollo de los sistemas protésicos tendría un gran salto tecnológico

hacia adelante. Las articulaciones artificiales podrían encapsularse en estos nuevos componentes, tal como lo hace el cuerpo humano.

Crear investigación sobre el desarrollo de fuentes de energía más eficientes para las prótesis. Aparentemente el gran limitante de las prótesis después del peso es la cantidad de energía necesaria, ya sea por potencia o por tempo de trabajo. Si estos sistemas contaran con una fuente de energía de mayor capacidad, se podrían implementar diversos tipos de actuadores y mecanismos que permitan una gran libertad de diseño.

Se puede destacar en este proyecto que aunque el objetivo principal era crear un mecanismo policéntrico que semejara los movimientos de una mano biológica se logró o encontró un mecanismo policéntrico que además de eso tiene un grado más de libertad, que como se vio en el capítulo del marco teórico es una parte importante del desempeño de una mano humana y sus articulaciones.

Para la producción en serie tendrá que ser en impresión de sólidos o con inyección de plástico por su geometría poco común.

# Bibliografía

- [1] USP 4016607 and Eino Pihlaja. Artificial hand, Apr. 12, 1977.
- [2] USP 5378033 and A. Gruver Gogliang Guo, Xikang Qian. Multi-function mechanical hand with shape adpatation, Enero 3, 1995.
- [3] USP 5888246 and David J. Gow. Motor frive system and linkage for hand prosthesis, Mar. 30, 199.
- [4] Vishalini Bundhoo and Edward J. Park. Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. *IEEE*, 2005.
- [5] M. A. Diftler C. S. Lovchik. The robonaut hand: A desxterous robt hand for space. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 907–912, 1999.
- [6] Rene Cailliet. *Anatomía Funcional Biomecánica*. Marbán, 1a edition, Febrero 2005.
- [7] Blandine Calais-Germain. *Anatomía para el movimiento*. Los Libros de la Liebre de marzo, S.L., 1a edition, Junio 1994.
- [8] Alejandro Walls Maurer Christian Jesús Radillo Montiel. Prototipo de prótesis de mecatrónica de antebrazo y mano, Febrero 2007.
- [9] Myron A. Diftler Christopher S. Lovchik. Compact dexterous robotic hand, Junio 2001.
- [10] Christine Connolly. Proshtetics hands from touch bionics. *Industrial robot*, 35:290–293, 2008.
- [11] Kathryn J. DeLaurentis Michael J. Mosley Constantinos Mavroidis, Charles Pfeiffer. Prosthetic, orthotic, and other rehabilitative robotic assistive devices actuated by smart material, Abril 2002.
- [12] WO 95/24875 David J. Gow. Hand prosthesis, Septiembre 21, 1995.
- [13] Michael H. Dickinson. Bionics: Biological insight into mechanical design. *PNAS*, Diciembre 1999.
- [14] US 2005/0043822 A1 Daniel D. Didrick. Articulated artificial finger assembly, Febrero 2005.
- [15] R. Vinet E. Ngalé Haulin, A.A. Lakis. Optimal synthesis of a planar four-link mechanism used in a hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, 36:1203–1214, 2000.



- [16] Germán López Bátiz Enrique Fernando Aguilar Romero. Manipulador antropomórfico teleoperado ii, 2001.
- [17] G. Vassura F. Lotti, P. Tuezzi. Ubh 3: an anthropomorphic hand with sinplified endoskeletal structure and soft continious fingerpads. *International Conference On Robotics and Automation*, pages 4736–4741, Abril 2004.
- [18] Gabriele Vassura Fabrizio Lotti. A novel approach to mechanical design of articulated fingers for robotic hands. 2005.
- [19] Rosa I. Flores. Rediseño de una mano mecatrónica para prótesis, Enero 2009. Reporte de investigación.
- [20] Alina Vanessa Santiago Isidro Ileana Betsabé Valenzuela García. Ergonomía de miembro superior, Mayo 2005.
- [21] J. Thomas Andrew Stephen C. Jacobsen Harold H. Sears. Experience with the utah arm, hand and terminal device. *Comprehensive Management of the uppers limb amputee*, pages 194–209, 1989.
- [22] Martin Hepperle. Winglets a close look (<http://www.mh-aerotools.de/airfoils/winglets.htm>), Julio 2012.
- [23] Takasi Maeno Ikuo Yamano, Kenjiro Takemura. Development of a robot finger for five-fingered hand using ultrasonic motors. In *Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ, Yokohama 223-8522*, 2003. Keio University.
- [24] M. Grebenstein S. Haidacher G. Hirzinger J. Butterfa, M. Fischer. Design and experiences with dlr hand II. *Tenth International Symposium on Robotics with Applications*, Julio 2004.
- [25] Carlos Ulises Barrientos Contreras Sandoval Landaverde Jahel. Diseño y contrucción de un brazo mecánico aplicado a la investigación de prótesis, Diciembre 2003.
- [26] William Cleghorn Jan Andrysek, Stephen Naumann. Design characteristics of pediatric prosthetic knees. *IEEE transactions on Neural Systems and Reahabilitation Engineering*, (4), Diciembre 2004.
- [27] Karim Abdel-Malek Esteban Peña Pitarch Nicole Grosland Jason Potratz, Jingzhou Yang. A light weight compliant hand mechanism with high degrees of freedom. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127:934–945, Noviembre 2005.
- [28] Shicai Shi-Hegao Cai Jingdong Zhao, Li Jiang. A five-fingered underactuated prosthetic hand system. *International Conference on Mechatronics and Automation*, Junio 2006.
- [29] Jason Potratz Jingzhou Yang, Karim Abdel-Malek. Design and prototyping of an active hand prosthetic device. *The Industrial Robot*, 2005.
- [30] Karim Abdel-Malek Amos Patrick Lars Lindkvist Jingzhou Yang, Esteban Peña Pitarch. A multi-fingered hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, 39:555–581, Enero 2004.

- [31] Robert G. Cutlip Kristine Krajnak Daniel Welcome Ren G. Dong John Z. Wua, Kai-Nan An. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *Journal of Biomechanics*, 41:668–676, Septiembre 2008.
- [32] Marco Ceccarelli Jorge Eduardo Parada Puig, Nestor Eduardo Nava Rodríguez. A methodology for the design of robotic hands with multiple fingers. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 5(2):177–184, 2008.
- [33] A. I. Kapandji. *Fisiología Articular*, volume Tomo 1. Editorial Médica Panamericana, 6 edition, Julio 2006.
- [34] Steven D. Eppinger Karl T. Ulrich. *Product Design and Development*. McGraw-Hill, 4a. edition, 2008.
- [35] Constantinos Mavroidis Kathryn J. De Laurentis. Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technology and Health Care*, 10:91–106, 2002.
- [36] Constantinos Mavroidis Kathryn J. De Laurentis. Rapid fabrication of a non-assembly robotic hand with embedded components. *Assembly Automation*, 24(4):394–405, Julio 2004.
- [37] Xiangrong Shen Keith W. Wait Jason E. Mitchell Michael Goldfarb Kevin B. Fite, Thomas J. Withrow. A gas-actuated anthropomorphic prosthesis for transhumeral amputees. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, 24(1), Febrero 2008.
- [38] Jurgen J. Hildebrant Klaus-Peter Schubert, Hartmut Keller. Artificial hand and drive apparatus for such hand, Septiembre 1978.
- [39] Knovel. Engineering research turns to nature with mechanical ray design (<http://why.knovel.com/all-engineering-news/1750-engineering-research-turns-to-nature-with-mechanical-ray-design.html>), Julio 2012.
- [40] S. Micera B. B. Edin L. Beccai C. Cipriani M. C. Carrozza, G. Cappiello. Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics*, Diciembre 2006.
- [41] Giovanni Stellin Franco Zaccone Fabrizio Vecchi Silvestro Micera Paolo Dario Maria Chiara Carrozza, Giovanni Cappiello. A cosmetic prosthetic hand with tendon driven under-actuated mechanism and compliant joints: Ongoing research and preliminary results. *International Conference on Robotics and Automation*, Abril 2005.
- [42] USP 4685924 Peyton L. Massey. Prehensile thumb and finger prosthesis, 1987.
- [43] Giuseppina Gini Michele Folgheraiter. Blackfingers: An artificial hand that copies human hand in structure, size, and functions. 2000.
- [44] Elizabeth E. Modic. Enabling bionic limbs, Noviembre /Diciembre 2008.
- [45] S. Naumann N. Dechev, W.L. Cleghorn. Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and Machine Theory*, 36:1157–1173, Marzo 2001.
- [46] Tamim Asfour Rüdiger Dilmann Naoki Fukaya, Shigeki Toyama. Design of the tuau/karlsruhe humanoid hand.

- [47] Margareta Nordin and Victor H. Frankel. *Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético*. McGraw-Hill/Interamericana de España, 1 edition, 2004.
- [48] J.N. Scrimger O.A. Kuchar. Biomechanical modelling and animating human hand movements. Technical report, Technical University of Nova Scotia.
- [49] Gabriel Calle Oscar F. Aviles, Pedro L. Simanca. Dedos para "grippers robóticos. *Scientia et Technica Año XI*, Abril 2005.
- [50] Paola A. Niño Oscar F. Aviles, Pedro L. Simanca. Diseño y construcción de un dedo para grippers robóticos. (283).
- [51] European patent specification EP0748194B1 and David James Gow. Hand prosthesis, Julio 15.07.1998.
- [52] Giselle Roether Caraza Patricia Araceli Ríos Murillo. Diseño, fabricación y pruebas de un prototipo de mano para una prótesis de miembro superior, Abril 2005.
- [53] J.L. Pons P.J. Kyberd. A comparison of the oxford and manus intelligent hand prostheses. *International Conference On Robotics and Automation*, Septiembre 2003.
- [54] Ana M. Juárez Rosa I. Flores. Diseño de prótesis mecatrónica de mano. Technical report, Abril 2007.
- [55] G. Bretthauer S. Schulz, C. Pylatiuk. A new ultralight anthropomorphic hand. *International Conference on Robotics and Automation*, Mayo 2001.
- [56] Artem Kargov Reinhold Oberle Georg Bretthauer Stefan Schulz, Christian Pylatiuk. Progress in the development of anthropomorphic fluidic hands and their applications. *Institute of Applied Computer Science (IAI)*.
- [57] Hiroyuki Tadano. Robot hand, Mayo 2007.
- [58] Keisuke Yoshikawa Jun Takai Satoshi Ito Tetsuya Mouri, Haruhisa Kawasaki. Anthropomorphic robot hand: Gifu hand iii. *ICCAS*, Octubre 2002.
- [59] Touch bionics. *i-limb ultra, Service and Fitting Manual*, 20011.
- [60] Vance A. Tucker. Drag reduction by wing tip slots in a gliding harris' hawk, parabuteo unicinctus. 1994.
- [61] Apolo Zeus Escudero Uribe. Desarrollo de una prótesis con cuatro grados de libertad activos para reemplazo por arriba del codo, Septiembre 2002.
- [62] Takashi Maeno Yasuhisa Kamikawa. Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans. *International Conference On intelligent robots and systems*, 2008:717–722, Septiembre 2008.
- [63] Kashiwa Yuji Maeda. Anthropomorphic robot arm, Junio 1991.

# Apéndice A

Apéndice electrónico con videos de las pruebas a los primeros prototipos rápidos.