



Dispositivo Mecatrónico para Aplicación de Ectrodactilia

Jesse Alexander Caicedo Mondragón

Director

Ing. Oscar Fernando Avilés Sánchez, Ph.D

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA MECATRÓNICA
SEDE BOGOTÁ
2020

Agradecimientos

El amor recibido y la dedicación con la que cada día se preocupaban mis padres por mi avance y desarrollo de la tesis es único, y por esto deseo agradecerles por ser los principales promotores de mis sueños, gracias a ellos por confiar y creer en mí y en mis sueños. Gracias a mi madre por estar dispuesta a acompañarme en mi proceso de estudio, y a mi padre por siempre desear y anhelar siempre lo mejor para mí, gracias por cada consejo y por cada una de sus palabras que me guiaron durante mi vida. Además, doy gracias a mis abuelos que son el pilar en la construcción de mi vida profesional, y a quienes puedo dedicar totalmente los logros alcanzados durante esta.

También, le doy gracias por su apoyo y constante guía al ingeniero Oscar Fernando Avilés Sánchez quien fue mi director de proyecto y me guio durante el desarrollo del presente trabajo, con disciplina y paciencia, para con esto poder finalizar esta etapa de mi vida.

Por último, agradezco a la Universidad Militar Nueva Granada de la que resalto la excelencia en su formación estudiantil.

Son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional a las que me encantaría agradecerles su amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía en los momentos más difíciles de mi vida. Algunas están aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí, por todo lo que me han brindado y por todas sus bendiciones.

Contenido

Contenido	III
Lista de figuras	V
Lista de tablas	VIII
Resumen	IX
1 Introducción	8
1.1. Generalidades	8
1.1.1. Poleas	8
1.1.2. Engranajes	9
1.1.3. Barras	11
1.2. Materiales para prótesis	12
1.3. Justificación	13
1.4. Objetivos	15
1.4.1. General	15
1.4.2. Especifico	15
1.5. Metodología	16
1.5.1. Organización del documento	18
2 Estado del Arte	19
2.1. Prótesis de miembro superior - mano	19
3 Anatomía de la Mano	29
3.1. Anatomía muscular de la mano	29
3.2. Anatomía esquelética de la mano	31
3.3. Goniometría de los dedos	32
3.3.1. Tipos de agarre	34
4 Diseño de Prótesis de Mano	35
4.1. Consideraciones antropométricas para sujeto con ectrodactilia	35
4.2. Diseño Mecánico	37
4.2.1. Análisis cinemático	37
4.2.2. Cálculo de los grados de libertad	45

4.2.3. Simulación de trayectoria de flexión de la prótesis	46
4.2.4. Sistema de cierre de dedos	48
4.2.5. Simulación de esfuerzos	49
4.2.6. Simulación de elementos finitos	58
4.3. Construcción de la prótesis	60
Análisis de Resultados	63
Conclusiones y Trabajos Futuros	65
Bibliografía	67

Lista de figuras

1.1. Sistema de transmisión “ <i>Dogleg Link</i> ”	9
1.2. Transmisión por cables.	9
1.3. Transmisión por cables.	10
1.4. Engranajes aplicados a un sistema de muñeca.	10
1.5. Mecanismo hexacicloidal.	11
1.6. Ejemplo de mecanismo de barras para emulación de falange	11
1.7. Prótesis desarrollada con barras.	12
1.8. Prótesis en impresión 3D	12
1.9. Acero inoxidable	13
1.10. Fibra de carbono	13
1.11. A la izquierda anomalía en forma de V, a la derecha en forma de U	14
1.12. Foto comparando la mano sana y la mano que presenta la patología.	15
1.13. Diagrama de flujo en el desarrollo de actividades.	18
2.1. VINCENTevolution	20
2.2. Smart Motor Hand	20
2.3. i-limb ultra	21
2.4. Mano robonauta	21
2.5. Elu2-Arm	22
2.6. David	22
2.7. Sandia Hand	23
2.8. MechaTE	23
2.9. DART	23
2.10. MAC-HAND	24
2.11. Bionic Hand	24
2.12. Gifu	24
2.13. Diseño IH2	25
2.14. Dist-Hand	25
2.15. Proyecto Darpa	26
2.16. S-MODEL	26
2.17. Dedos comerciales a) Vincent b) I-limb c) Bebionic d) Michelangelo	27
2.18. Prótesis Estética.	28

3.1. Músculos y tendones flexores	30
3.2. Tendones Extensores de un dedo.	31
3.3. Esqueleto de la mano derecha con su respectiva notación.	32
3.4. Flexión metacarpofalángica.	33
3.5. Flexión interfalángica proximal.	33
3.6. Flexión interfalángica distal.	33
3.7. Seis agarres básicos.	34
3.8. Taxonomía de Cutkosky	34
4.1. Lateral de los dedos, mano sin patología.	35
4.2. Mano normal.	36
4.3. Mano con ectrodactilia.	36
4.4. Simulación en Matlab dedo ideal.	37
4.5. Simulación en Matlab dedo ideal.	38
4.6. Método gráfico Linkage	39
4.7. Primera configuración de barras, Entrada A	39
4.8. Segunda configuración de barras	40
4.9. Tercera configuración de barras	40
4.10. Cuarta configuración de barras	41
4.11. Quinta configuración de barras	42
4.12. Sexta configuración de barras	42
4.13. Séptima configuración de Barras	43
4.14. Sistema de movimiento del dedo 4.	44
4.15. Comparativa de linkage y SolidWorks	44
4.16. Falanges anatómicas y su homólogo artificial.	45
4.17. Esquema	46
4.18. Trayectoria SolidWorks y Linkage	47
4.19. Comparativa de trayectorias	47
4.20. Gatillo del dedo meñique.	48
4.21. Gatillo del dedo pulgar.	48
4.22. Prótesis sin accionamiento de los gatillos.	48
4.23. Prótesis con accionamiento de los gatillos.	49
4.24. Acople mano con ectrodactilia y prótesis	49
4.25. Elemento 14 del esquemático de la figura 4.17	50
4.26. Elemento 13 del esquemático de la figura 4.17	50
4.27. Elemento 12 del esquemático de la figura 4.17	51
4.28. Elemento 11 y 10 del esquemático de la figura 4.17	52
4.29. Elemento 9 del esquemático de la figura 4.17	52
4.30. Elemento 8 del esquemático de la figura 4.17	53
4.31. Elemento 7 del esquemático de la figura 4.17	54
4.32. Elemento 5 y 6 del esquemático de la figura 4.17	54
4.33. Elemento 4 del esquemático de la figura 4.17	55
4.34. Elemento 3 del esquemático de la figura 4.17	56

4.35. Elemento 2 del esquemático de la figura 4.17	57
4.36. Reacción mediante Solidworks en el punto N.	57
4.37. Malla aplicada.	58
4.38. Fuerza aplicada.	58
4.39. Total deformación	59
4.40. Von-mises	59
4.41. Factor de seguridad.	60
4.42. Corte electroerosionadora por corte de hilo.	60
4.43. Mecanizado de ejes (eje gatillos)	61
4.44. Soldadura, Base Gatillos y unión de los dedos.	61
4.45. Vista de mano cerrada y abierta	62
4.46. Punto de corte elemento 9	64
4.47. Mano en extensión y flexión	64

Lista de tablas

1.1. Actividades Metodológicas	17
4.1. Dimensiones laterales de los dedos	35
4.2. Medidas antropomórficas de la mano izquierda normal.	36
4.3. Medidas antropométricas de la mano derecha con ectrodactilia.	37
4.4. Gráficas de variación angular elemento 14 4.17	50
4.5. Gráficas de variación angular elemento 134.17	51
4.6. Gráficas de variación angular elemento 12 4.17	51
4.7. Gráficas de variación angular del elemento 11 y 10 4.17	52
4.8. Gráficas de variación angular del elemento 9 4.17	53
4.9. Gráficas de variación angular del elemento 8 4.17	53
4.10. Gráficas de variación angular del elemento 7 4.17	54
4.11. Gráficas de variación angular del elemento 5 y 6 4.17	55
4.12. Gráficas de variación angular del elemento 4 4.17	55
4.13. Gráficas de variación angular del elemento 3 4.17	56
4.14. Gráficas de variación angular del elemento 2 4.17	57

Resumen

En el presente proyecto de grado, se pretende realizar el diseño y construcción de un dispositivo mecánico que permitirá a un sujeto con ectrodactilia realizar un agarre de potencia. Para esto, el documento expone el estudio de los dispositivos actuales en el mercado con el fin de realizar una selección que permita a partir de un único movimiento, realizar un agarre de diámetro grande, teniendo en cuenta variables de diseño obtenidas a partir de técnicas de medición antropométricas y de goniometría. Además, se realiza un estudio de cómo se proyectan las discapacidades en Colombia por la mutación del gen TP63, que genera malformaciones en las extremidades especialmente en manos, pies.

De lo anterior, se propone un dispositivo mecánico a partir de mecanismos de barras acoplados que emulen la trayectoria de un dedo cuyas variaciones de ángulos se encuentran entre los 0° y los 90° por falange medidos con respecto a la anterior (variaciones angulares relativas), además de movimientos que debe realizarse de manera proporcional es decir variaciones de 1° por muestra. Esto se complementa con el respectivo análisis cinemático y estático que verifican los comportamientos de posición y fuerza requeridos por el mecanismo para el frenado de una bicicleta.

Luego, con esta información se realiza el esquema final de construcción por medio de un software de diseño asistido por computadora (CAD), en el que se obtiene el comportamiento en posición del extremo de la falange distal y se compara con los modelos obtenidos en Linkage y Matlab; por otra parte se evalúan variables de esfuerzo y deformación por medio de análisis de elementos finitos con las que se corrigen las posibles fallas mecánicas que se puedan generar en el elemento final.

Finalmente, se realiza la construcción del mecanismo utilizando las máquinas de electroerosión por hilo y tornos que se encuentran en la Universidad Militar Nueva Granada, con el fin de reducir costos en la fabricación. Para posteriormente, ser validado en una bicicleta para su frenado.

Como aporte principal, este trabajo muestra el desarrollo de una prótesis para una persona con ectrodactilia que requiera hacer agarres de potencia, ya que actualmente en el mercado no se encuentran dispositivos que puedan ser acoplados para este tipo de patología. Adicionalmente, ya que esta malformación es poco común los diseños deben ser personalizados considerando el tipo de defecto (U o V) y la cantidad de dedos que se encuentran ausentes.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Generalidades

El proceso para iniciar con la construcción de un mecanismo parte por entender cómo se conforman los dispositivos de transmisión mecánica, y con esto poder implementarlos en diseños de prótesis de miembros superiores, inferiores, o de manos. Actualmente, existen diferentes configuraciones mecánicas que permiten realizar múltiples movimientos. Dichos sistemas se describen a continuación.

1.1.1. Poleas

El mecanismo de polea es uno de los más antiguos diseñados por el hombre, son implementados a la hora de realizar prótesis con las que se busca obtener similitudes en cuanto al comportamiento de los tendones. Un ejemplo de este sistema puede ser el llamado "Dogled link" de la figura 1.1, el cual presenta al costado izquierdo el mecanismo en reposo que emula las articulaciones interfalángicas la mano en posición de extensión. Luego en el lado derecho de la figura, se muestra el sistema cuando finalizo el movimiento y realizo un tipo de agarre (movimiento de flexión), comportamiento que es descrito por el accionamiento generado sobre el componente P3 en dirección de la flecha, éste produce una secuencia de movimientos que inicia cuando el elemento dos llega a la superficie de contacto y con ello tensiona la cuerda dando comienzo a la rotación de la polea P1 hasta que el elemento 3 encuentra obstrucción. En ese instante se da tensión a la cuerda que está conectada a la polea P1 y P2, generando un giro en la polea P3 que desplaza de forma vertical la polea P2, para que en el momento en el que el elemento cuatro entre en contacto con una superficie permita el giro de esta polea hasta que el elemento cinco encuentre un obstáculo y con ello la terminación del movimiento [1].

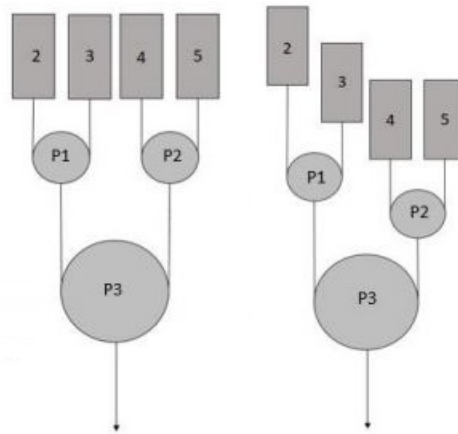


Figura 1.1: Sistema de transmisión “Dogleg Link”.

Este mecanismo tiene la ventaja de que se pueden obtener múltiples variaciones con el fin de lograr un movimiento natural en prótesis de mano [2]. Sin embargo resalta por sus falencias en la limitación de la fuerza, también su flexibilidad ya que los componentes pierden ajuste y se debe realizar mantenimiento periódicamente [1]. En la figura 1.2 se observa otro ejemplo de este tipo de mecanismo, acompañado de cables cuya configuración permiten realizar movimientos simples como agarres de poder.

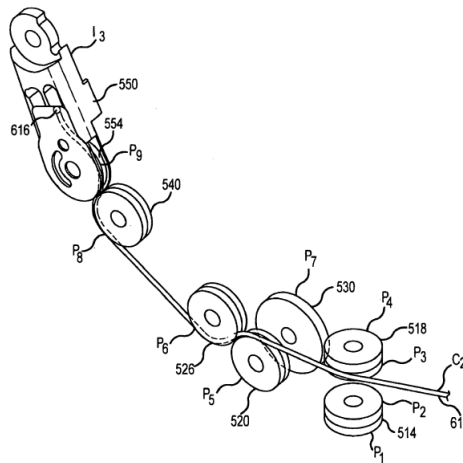


Figura 1.2: Transmisión por cables.

1.1.2. Engranajes

Actualmente, existen diferentes tipos de engranajes como los que se presentan en la figura 1.3. Aquí, se observan sistemas como: piñón cremallera, engranajes cónicos, engranaje sin fin, entre otros [3], que permiten realizar la transmisión de movimiento de circular a circular o de circular a lineal, entre elementos de ejes paralelos o perpendiculares. Para su implementación se debe considerar la relación fuerza - tamaño definida por fuerza igual a momento sobre distancia; esto ya que un engranaje de diámetro pequeño transmite menor cantidad de fuerza a sus elementos acoplados, con lo cual se

requieren de diámetros elevados o cajas reductoras que ocupan más espacio para obtener un valor de fuerza similar al realizado por la mano.

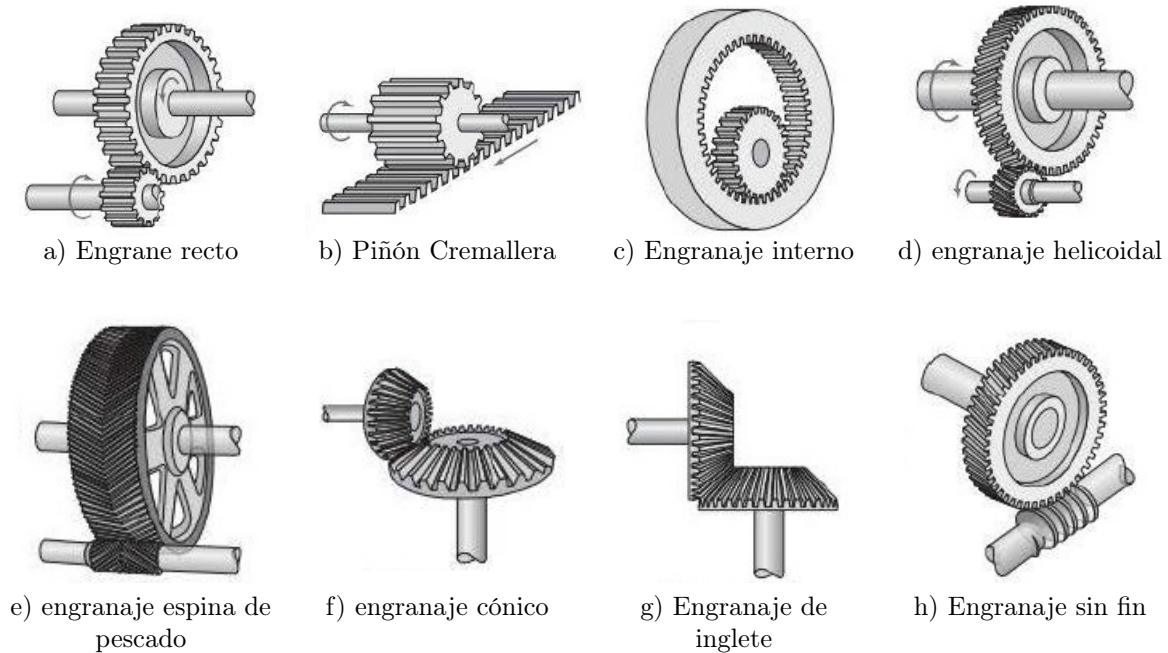


Figura 1.3: Transmisión por cables.

En la figura 1.4, se aprecia un sistema de engranaje cónico utilizado para la flexión y extensión de la muñeca. Aquí, el espacio de trabajo es mayor debido a que las medidas antropométricas de esa zona son más grandes en comparación a la zona de los dedos. Esto ocasiona que los engranajes tengan un mayor espacio para su funcionamiento y por lo tanto se aumenta la superficie de contacto entre los dientes mejorando la carga que se puede soportar, para finalmente obtener la potencia que se requiere en este tipo de articulaciones [4].

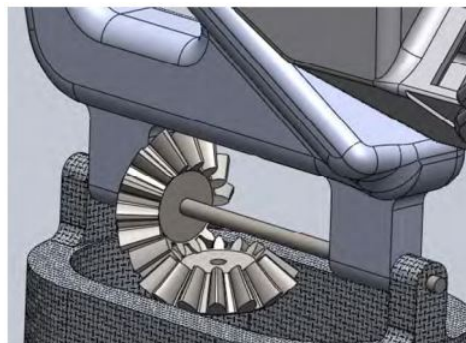


Figura 1.4: Engranajes aplicados a un sistema de muñeca.

Luego, en el sistema de la figura 1.5 se muestra la disposición de un conjunto de engranes que cumplen con las medidas antropométricas ideales para un adulto promedio, con una configuración que genera una mayor fuerza y un movimiento natural [5].

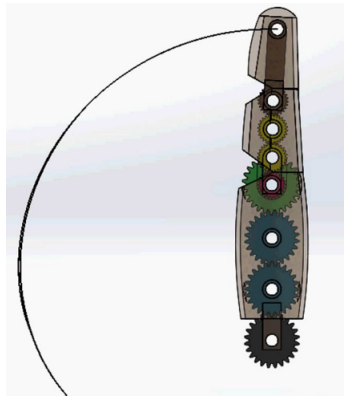


Figura 1.5: Mecanismo hexacicloidal.

1.1.3. Barras

El sistema de barras es uno de los mecanismos más aplicado para emular el comportamiento de los dedos, ya que puede generar mayor potencia respecto a los mecanismos con poleas. Además, su configuración permite tener medidas antropométricas aproximadas a las dimensiones reales, con una mayor probabilidad de aceptación y adaptación de las personas a las cuales se les realiza el diseño y fabricación de la prótesis o órtesis.

La configuración más utilizada es el mecanismo de cuatro barras cruzado que se forma por la unión de tres barras móviles y una fija (suelo), y que dependiendo de sus dimensiones se pueden obtener movimientos como: doble manivela en donde las dos barras articuladas al elemento fijo se comportan como manivelas, es decir dan revoluciones completas; o manivela - balancín en donde uno de los elementos dan revoluciones completas mientras que los otros oscilan entre dos posiciones extremas; o doble balancín donde los dos elementos unidos al elemento fijo oscilan entre posiciones extremas [6]. En la figura 1.6 se observar un mecanismo de barras cruzadas.

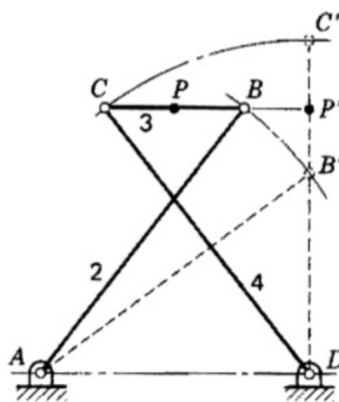


Figura 1.6: Ejemplo de mecanismo de barras para emulación de falange

Las prótesis diseñadas por medio de un sistema de barras son versátiles al momento de su diseño y construcción, ya que se pueden implementar a través de la unión de múltiples configuraciones de barras, con la ventaja de poder ser ajustadas según las necesidades de los diferentes sujetos, como se

observa en la figura 1.7, y con esto lograr así el desarrollo de estructuras eficientes en la ejecución de tareas de la vida cotidiana [7].



Figura 1.7: Prótesis desarrollada con barras.

1.2. Materiales para prótesis

La implementación de prótesis en impresión 3D tiene una gran acogida gracias a su capacidad de fabricar piezas complejas a un bajo costo (dependiendo del material) esto permite realizar prototipos en menor tiempo con respecto a los métodos tradicionales de torneado, inyección, fundición con molde, entre otros. En la figura 1.8, se puede apreciar un ejemplo de prótesis en 3D a la cual se le adicionan sensores mioeléctricos, motores, entre otros, que complementan la estructura para la ejecución de agarres de precisión y de potencia [8].

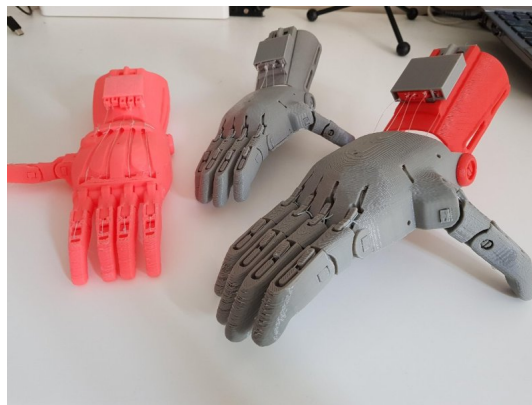


Figura 1.8: Prótesis en impresión 3D

Por otra parte, se encuentran los metales como el acero inoxidable y el titanio de la figura 1.9, que son elementos utilizados en su mayoría para la realización de implantes ya que son compatibles con las estructuras internas del cuerpo humano, y con ello se aprovechan sus propiedades físicas como de rigidez y fuerza [9].

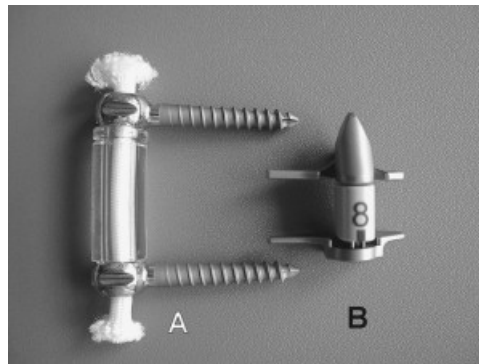


Figura 1.9: Acero inoxidable

Finalmente, se encuentra la fibra de carbono implementada en sockets como se muestra en la figura 1.10. Este se caracteriza por ser un material flexible y resistente que se moldea a la forma del muñón. Por ello se está utilizando para suplir necesidades como saltar, caminar y hasta correr; un ejemplo claro son los corredores paraolímpicos [10].



Figura 1.10: Fibra de carbono

1.3. Justificación

El término ectrodactilia (ausencia de dedos) proviene del griego ektroó (abortar) y dákylos (dedo), y se manifiesta como una enfermedad hereditaria de tipo autosómica dominante con penetración incompleta y expresividad variable, que modifica los genes localizados en alguno de los cromosomas 2, 7, 10, o X [11] [12] [13]. Algunas malformaciones se pueden asociar a la mutación del gen TP63 que modifica las proteínas esenciales en las estructuras de los tejidos ectodérmicos y mesodérmicos, y en consecuencia lleva a un déficit de la proteína p63, que ocasiona: la ausencia parcial de uno o más dedos de manos y/o pies (oligodactilia), la fusión de dos o más dedos entre sí (sindactilia), hendiduras profundas en manos o pies, o aplasia / hipoplasias en las falanges metacarpianas y metatarsianas, que dan lugar a la apariencia denominada “pinza de langosta” [14][15] [16].

La ectrodactilia afecta aproximadamente 1 paciente de cada 90.000 a 150.000 nacidos vivos con diagnóstico prenatal susceptible de realizarse por ecografía obstétrica a partir del segundo trimestre

de la gestación [17]. Este se clasifica en dos subtipos básicos: forma típica (1/90.000) en la que se presenta la ausencia de los huesos del metacarpo y falanges dividiendo la mano en porción cubital y porción radial (defecto en forma de V), y atípica (1/150.000) donde los huesos del metacarpo de los quirodactilos mediales generan una amplia fisura (defecto en forma de U) como se observa en la figura 1.11 [18].



Figura 1.11: A la izquierda anomalía en forma de V, a la derecha en forma de U

Además, puede presentarse de forma aislada o acompañarse de otras malformaciones como fisura palatina, displasia ectodérmica, envolvimiento de pododactilos, anomalías craneofaciales, aplasia de tibia y asociación con sordera neurosensorial, además de otras 40 anomalías descritas en la literatura [19]. El síndrome más característico se conforma por la triada ectrodactilia, displasia ectodérmica y fisura palatina/labial (EEC) con prevalencia en aproximadamente 1 paciente de cada 50.000 nacidos vivos [20]. En Colombia las anomalías congénitas generan más del 30 % de la discapacidad en la población general, en las cuales se contemplan las cardiopatías congénitas (15.73 / 10.000 nacidos vivos), el síndrome de Down (17.82 / 10.000 nacidos vivos), el labio y paladar hendido y los defectos de cierre de tubo neural. Para su seguimiento el sistema nacional de vigilancia en salud pública y el subsistema de información SIVIGILA, crearon una ficha de notificación de defectos congénitos en la que se registran las patologías que presentan los recién nacidos en la ciudad de Bogotá, de allí se obtiene que en el 2012 se reportaron 2 casos de ectrodactilia, en el 2013 fueron 3 casos y para el 2014 y 2018 se presentó 1 caso [21] [22] [23].

Basado en la amplia gama de malformaciones generadas por mutaciones en el gen TP63, el tratamiento debe ser manejado de forma individual, en algunos casos se realizan procedimientos quirúrgicos que buscan mejorar la capacidad de agarre por medio de la reconstrucción de la primera comisura y el cierre de la hendidura generada por las alteraciones falángicas y metacarpales con buena adaptación de los pacientes a los defectos residuales [13]. Además, el tratamiento con o sin cirugía puede acompañarse por el uso de prótesis que mejoran la calidad de vida del paciente [24].

Para estos casos, la implementación de elementos biomecánicos debe evaluarse conforme al crecimiento y desarrollo en las habilidades de los pacientes de forma individual, con un seguimiento dado por pediatras, ortopedistas, terapia física y rehabilitación, psicología, entre otros. Es por esto, que el presente trabajo de grado apoya el proceso de adaptación de personas que sufren de ectrodactilia

a partir del diseño, simulación y construcción de una prótesis de mano que aporta funcionalidad en agarres de potencia a un paciente de 40 años, sexo masculino, que tiene ectrodactilia en mano derecha, como se evidencia en la figura 1.12. Cuya necesidad radica en obtener estabilidad a la hora de andar en bicicleta y poder lograr un frenado regulado por medio de la movilidad que posee en lo que se considera como dedo uno y cinco de la mano.



Figura 1.12: Foto comparando la mano sana y la mano que presenta la patología.

Con los resultados finales del trabajo se observa que el prototipo diseñado logra generar el frenado de la bicicleta, a partir de un mecanismo conformado por los cinco dedos de la mano, pero que es accionado por medio de un mecanismo que se acopla a los únicos dedos que el sujeto posee.

Además, este proyecto aporta bases teóricas para la formulación matemática y posibles procesos de diseño para la concepción de cualquier otro mecanismo que pretenda dar solución a necesidades en la vida cotidiana de personas con patologías congénitas en miembros superiores. Ya que en muchas ocasiones lo que se hace es despreciar el movimiento de los dedos de la mano y construir prótesis de manos completas basadas en movilidad de otras partes como lo son muñecas y antebrazos. Cabe resaltar que la ingeniería a servicio de la medicina cada vez toma más relevancia, ya que se involucra con las necesidades fisiológicas de las personas para aumentar su recuperación, su movilidad o hasta mejorar sus habilidades, dando solución a determinadas patologías o accidentes osteomusculares [25]. Para esto se formula la siguiente pregunta de investigación: ¿Como se puede diseñar un dispositivo que permita a un sujeto con ectrodactilia hacer un agarre de potencia con un movimiento natural?

1.4. Objetivos

1.4.1. General

Diseñar y construir un dispositivo mecánico que permita generar agarres de potencia para una persona portadora de ectrodactilia, y con esto mejorar la sujeción de elementos.

1.4.2. Especifico

- Obtener parámetros biomecánicos para un caso de ectrodactilia, con el fin de tener información concreta para el diseño del mecanismo, considerando variables de antropometría y fuerza.

- Diseñar y simular un mecanismo que se acople a una mano con ectrodactilia para la realización de actividades que involucren un agarre estable por ejemplo frenar una bicicleta.
- Fabricar y validar el dispositivo bajo esfuerzos generados en aplicaciones de agarre de potencia.

1.5. Metodología

Para el desarrollo del presente trabajo, se plantea una estrategia de desarrollo incremental, en la que se especifica las actividades de mayor prioridad que permiten cumplir los objetivos planteados; para esto, en la tabla 1.1 se describen las partes para el desarrollo progresivo y continuo del trabajo. Luego, se definen las iteraciones que finalizan con la entrega de una sección del documento final, y el tiempo invertido en su ejecución.

Tabla 1.1: Actividades Metodológicas

No	Actividades	Entregable	Meses
1	Revisión detallada de estado de arte, en el que se analizan los dispositivos construidos a la fecha con el fin de evaluar sus características, ventajas y desventajas; para que sean base inicial en la elección del mecanismo principal de diseño.	Capítulo del estado de arte	1
2	Obtención de los datos antropométricos del sujeto con ectrodactilia con el propósito de realizar una síntesis dimensional, que permita definir criterios de longitud de eslabones y trayectoria flexión - extensión de las falanges.	Sección de consideraciones antropométricas de la mano	1
3	Diseño de mecanismo de barras que emule el comportamiento de los dedos al realizar agarres de potencia. Este debe ser accionado a partir del movimiento de lo que se conoce como dedo uno y cinco del sujeto con ectrodactilia.	Simulación de mecanismo de barras en linkage y sección	2
4	Obtención de los modelos cinemáticos del mecanismo que permitan conocer el valor de los ángulos principales de movimiento, a partir de la rotación del único grado de libertad que posee la estructura.	Modelo matemático y sección de análisis cinemático del documento	2
5	Realizar el diseño en detalle con la ayuda de un software de diseño asistido por computadora, que permitirá validar los movimientos que deben ser realizado por la prótesis. De aquí se obtienen los archivos que se utilizaran para su construcción y fabricación.	Simulación en Solidworks del mecanismo de barras.	2
6	Análisis estático (fuerza, esfuerzo, deformación) de la estructura en punto crítico, para determinar fallas mecánicas y concentradores de esfuerzo que afecten la funcionalidad del dispositivo.	Análisis estático en donde se evidencien las simulaciones por elementos finitos.	1
7	Fabricación y ensamble de las piezas involucradas en los mecanismos acoplados de cuatro barras. Para su validación con un sujeto de prueba en aplicaciones de agarre de potencia.	Construcción de mecanismo y sección de implementación del documento	3
8	Realizar la documentación de lo obtenido en las actividades anteriores para evidenciar el trabajo realizado y las variables consideradas en este desarrollo.	Documento final con las evidencias del trabajo realizado.	1

Finalmente, se estipula un diagrama de flujo en la figura 1.13, el que se muestra la ruta de desarrollo de las actividades descritas anteriormente, con el fin de estipular rutas críticas y re-evaluación de etapas de ser pertinente, para la obtención del producto final (documento y prótesis).

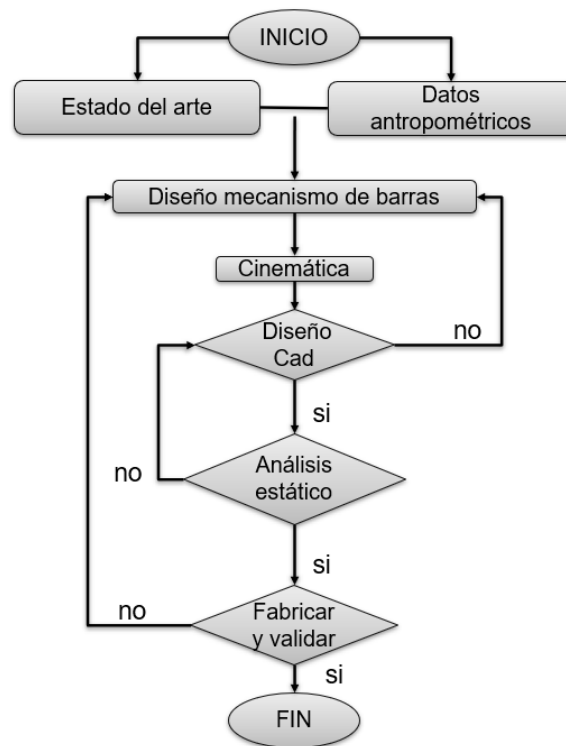


Figura 1.13: Diagrama de flujo en el desarrollo de actividades.

1.5.1. Organización del documento

El documento se organiza de la siguiente manera: Capítulo 1, en el que se realiza una introducción a los mecanismos de barras, poleas y engranajes que son la base de construcciones más complejas, materiales para la fabricación de prótesis, además de la justificación, objetivos y metodología de desarrollo del documento. Luego en el capítulo 2, se presenta el análisis del estado del arte en el que se evidencian los trabajos realizados en el área de prótesis de manos y se resalta la importancia del desarrollo del este trabajo, debido a que se cuenta con un sujeto de prueba cuyas condiciones y necesidades no se encuentran solucionadas en la revisión. En el capítulo 3, se realiza un breve marco teórico de la anatomía de la mano, las técnicas de medición de variables angulares y los tipos de agarres existente. En el capítulo 4, se encuentra el análisis cinemático y estático de la propuesta del mecanismo, así como el cálculo de los grados de libertad y las simulaciones de trayectorias, fuerzas, esfuerzos y deformaciones, además de las variables consideradas en la construcción. Para finalmente describir los resultados obtenidos y las conclusiones del trabajo realizado.

Capítulo 2

Estado del Arte

La historia de las prótesis, deja evidencia del sofisticado proceso de mejora que se ha seguido, ya que existe una evolución desde la concepción de diseños primitivos realizados a partir de mecanismos de transmisión lineal y rotacional, hasta aquellos, que vienen equipados con sensórica y actuadores que permiten obtener de forma idéntica los movimientos de los miembros faltantes [26]. Este proceso, se liga con el significativo incremento de población que posee algún tipo de discapacidad. Durante el 2013 en el país, se realizó un reporte del número de personas con discapacidades, en el cual, se consideraron los habitantes con falta de movimiento en alguna parte del cuerpo, dando un estimado del 61 % de la población [27].

Las primeras prótesis de la cuales se tienen registros, constan de dos implantaciones para hallux encontradas en momias de más de 3.000 años de antigüedad, de las cuales luego de un análisis de funcionalidad, se determinó que la primera era para dar movilidad y la segunda era netamente estética [28]. De lo que se observa, que el diseño que mecanismos que permitan suplir la funcionalidad de extremidades faltantes, ha sido estudiado durante siglos. Es por esto que en el presente apartado se resaltarán aquellos que se enfoquen en suplir funciones de los miembros superiores con énfasis en la mano.

2.1. Prótesis de miembro superior - mano

Desarrollar una prótesis robótica requiere de un esfuerzo conjunto entre diferentes áreas de estudio como lo son: la mecatrónica, la neurociencia, ingeniería eléctrica, ciencias cognitivas, procesamiento de señales, diseño de baterías, nano-tecnología, ciencias del comportamiento, entre otras. En cuanto a la mecatrónica, el diseño e implementación de implantaciones deben considerar por lo menos los siguientes sistemas:

1. Mecánicos: Las prótesis mecánicas son utilizadas para realizar movimientos que dependen de los diferentes mecanismos y el análisis de la extremidad a remplazar; un ejemplo de ellas son los sistemas de arnés que se sujetan en torno a los hombros. Su funcionamiento está basado en una guaya la cual efectúa flexión y extensión por medio de un resorte que se vincula al movimiento realizado por parte del pecho y de la parte del brazo no amputada [29] [30].
2. Eléctricos: Estas prótesis son las más utilizadas gracias a las ventajas que ofrece en cuanto al volumen de espacio que requieren, además de una alta efectividad debido a los elementos de

control que permiten mejorar los comportamientos en posición, velocidad, aceleración y fuerza. Aunque también presentan desventajas en cuanto a variables como el peso y la inmersión en condiciones ambientales de humedad [31] [29] [30].

A partir de los sistemas mencionados, se pueden analizar en forma, funcionamiento y necesidad las prótesis que se han desarrollado en la actualidad, por lo que en la figura 2.1 se evidencia un mecanismo para el agarre pronado, enfocado en el agarre y frenado de una bicicleta. *The Vincent Evolution 2* es una mano biomecánica compacta y optimizada de una aleación de aluminio de alta resistencia, que es accionada por medio de diez motores bi-direccionales, que son activados a partir de las señales generadas por controladores de movimiento [32].



Figura 2.1: VINCENTevolution

Luego, en la figura 2.2 se muestra un robot diseñado entre la empresa *Shadow Robot Company* y modelo *Smart Motor Hand* (C6M). Quienes lograron generar una similitud entre los movimientos de la mano humana y la diseñada a partir de la implementación de 20 motores ubicados debajo de la muñeca, que luego por medio de un par de tendones transmiten el movimiento a los dedos. adicionalmente, cuenta con sensores para la realimentación de posición y fuerza, para luego aplicar leyes de control que permitan manipular el comportamiento de estas variables [33].



Figura 2.2: Smart Motor Hand

La empresa *I-limb* creó una línea de manos enfocada en la producción en masa a partir de parámetros pre-establecidos de edad y peso, como se muestra en la figura 2.3. Esto, para generar una disminución en los costos de fabricación y tiempo de ensamblaje. Con ello buscan hacer asequibles los modelos para personas con miembros residuales [34].



Figura 2.3: i-limb ultra

Por otro lado, en la figura 2.4 se muestra una de las manos fabricadas por la NASA. Esta cuenta con 14 grados de libertad, de los cuales dos se encuentran en la muñeca y los restantes localizados en los dedos. Además, para lograr un símil con una mano real, ubicaron los motores y toda la electrónica en lo que se considera como antebrazo. Sus piezas están fabricadas para tolerar altas temperaturas aumentando su vida útil [35].

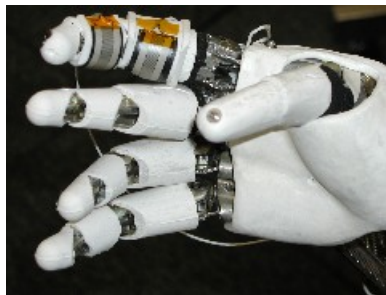


Figura 2.4: Mano robonauta

La empresa *Harada Electric Industry Inc*, diseñó y fabricó la mano que se observa en la figura 2.5, y que cuenta con las siguientes características: cada dedo tiene un motor que hala un cable (tendón) a través de un sistema de poleas que permite que cada articulación posea una inclinación máxima de 90 grados, el retorno se realiza por medio de un resorte [36].

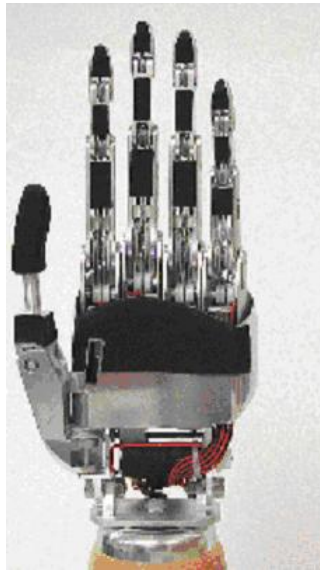


Figura 2.5: Elu2-Arm

Luego se presenta el Robot DAVID realizado por el instituto de robótica y mecatrónica del *German Aerospace Center (DLR)*, tiene como aplicación explorar diferentes estrategias para la planificación y ejecución de acciones, determinadas por el equipo de trabajo de acuerdo a un análisis de necesidades (tareas de agarre, fuerza, entre otras), tareas que se realizan con la ayuda de sus 41 grados de libertad que por otra parte ofrece destreza en la mano para el agarre de cualquier objeto. Finalmente, tiene un peso aproximado de 26 Kg en los que se consideran los 165 sensores de posición y 76 motores que lo constituyen [37]



Figura 2.6: David

En la figura 2.7 se muestra la mano desarrollada por *Sandia National Laboratories*, su objetivo era construir una mano modular que permitiera configurar la posición y tamaño de diferentes dedos o herramientas tales como: linternas, destornilladores, cámaras, entre otras. Esta unión se realiza por medio de imanes que permiten el intercambio de manera fácil y rápida [38].



Figura 2.7: Sandia Hand

Por otro lado, se tiene el diseño de *MechaTE* que se muestra en la figura 2.8. Con este sistema se quiere lograr un mecanismo que soporte impactos y pesos similares o mayores a los que soporta la mano de una persona promedio. Además, posee un sencillo proceso de control ya que solo utiliza 5 motores tipo servo para realizar el movimiento, uno asociado a cada dedo [39].



Figura 2.8: MechaTE

El equipo de *Virginia Tech*, diseñó y construyó el prototipo de mano que se muestra en la figura 2.9. Este enfocó su estudio en la apariencia, rendimiento y tareas de precisión, con la implementación de 19 motores, cada uno asociado a un grado de libertad que ofrece movilidad a partir de comandos de textos o por reconocimiento de voz. Su validación se realizó con tareas de mecanografía [40].



Figura 2.9: DART

Otra prótesis, con la que se cuenta actualmente es la mano de cuatro dedos *MAC_HAND*. Cada dedo contiene solo dos falanges accionadas por cuatros motores que poseen control independiente, y que se comunican a través de protocolo de bus CAN. En la figura2.10 se observa el sistema [41].



Figura 2.10: MAC-HAND

En la figura 2.11 se tiene la mano *Bionic Hand* diseñada con una estructura de tipo endoesqueletico, y que tiene como sensor un sistema de piel artificial que permiten ofrecer sentido cutáneo. Cuenta con 16 grados de libertad y 22 actuadores neumáticos que impulsan la mano para movimientos de apertura y cierre [42].



Figura 2.11: Bionic Hand

Luego, en la figura 2.12 se observa la mano *Gifu* cuya movilidad se asemeja a las funciones motoras de agarre en tareas de la vida cotidiana. Cuenta con un dedo índice que posee la misma cantidad de articulaciones y grados de libertad que un dedo humano, además de un pulgar ubicado en oposición al resto de los dedos de tal forma que se logra la mayor cantidad de agarres posibles [43].



Figura 2.12: Gifu

Por otro lado, en la figura 2.13 se muestra el diseño de una mano equipada con sensores que realimentan las señales que ingresan a controladores adaptativos, con el fin de obtener los comportamientos deseados en cuanto a posición y fuerza en tareas de agarre. Para la comunicación de los elementos del sistema se aplican protocolos de comunicación como el RS-232 o Bluetooth que de forma simultánea generan una base de datos para la investigación y procesamiento de información. [44]



Figura 2.13: Diseño IH2

Luego, se tiene la mano *Dist-hand* que cuenta con 4 dedos y 16 grados de libertad en total. Cada dedo tiene articulaciones con rangos de movimiento mayores a los 90 grados, lo que lo asemeja a los generados por la mano humana. Su funcionamiento se basa en un sistema de poleas con sensores en las juntas como se ve en la figura 2.14 que permiten hacer la corrección de perturbaciones debido a la elasticidad y fricción [45].

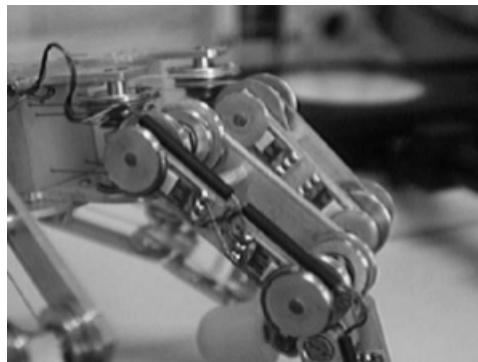


Figura 2.14: Dist-Hand

Los ingenieros de *Kinea* tuvieron como objetivo construir una prótesis que cumpliera con parámetros de diseño como: presión de contacto, fricción, textura y temperatura, de lo que se obtuvo como resultado el prototipo de la figura 2.15. Este se equipó de sensores que realimentan variables como vibraciones, además de señales que permiten definir el tipo de textura con la que se está en contacto [46].



Figura 2.15: Proyecto Darpa

En la literatura existen autores que no se centran en conseguir una prótesis que se asemeje visualmente a una mano real, sino que se enfocan en los beneficios que esta ofrece para levantar o sujetar objetos, es por esto que su principal objetivo es mejorar el agarre ofreciendo mayor superficie de contacto. Con lo cual la empresa *Quebequense Robotiq* desarrollo el modelo *S-MODEL* que cuenta con tres dedos articulados y cuatro modos de agarre, uno de ellos se observa en la figura 2.16. Además éste se caracteriza por permitir realizar pruebas con diferentes tipos de comunicación como: ethernet/IO, DeviceNet entre otras.



Figura 2.16: S-MODEL

Finalmente, en la figura 2.17 se puede analizar la metodología de diseño que utilizan muchos autores para generar desplazamientos a partir de la concepción de transmisión de movimiento utilizando sistemas de barras. De aquí, se puede observar el mecanismo del *Bebionic y Vincent* en donde plasman cuatro formas de mover un dedo a partir de diferentes configuraciones de eslabones, evidenciando las ventajas y desventajas de cada uno de ellos [47].

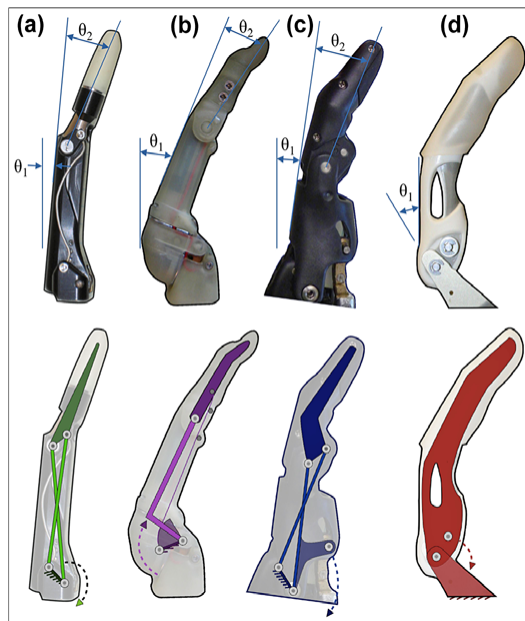


Figura 2.17: Dedos comerciales a) Vincent b) I-limb c) Bebionic d) Michelangelo

De los diseños anteriores, se resalta que la mayoría de los desarrollos en cuanto a prótesis de manos se enfocan en personas con pérdida total de la misma, pero no aquellas que tienen patologías particulares como la ectrodactilia, u otra en la que se evidencie la ausencia de uno o más dedos. Esto se debe, a que comercialmente no es rentable generar producción de mecanismos con diseños específicos, ya que para estos casos se debe considerar la forma de la malformación; con lo cual la gran mayoría de las prótesis se fabrican para ser estéticas en vez de funcionales como se muestra en la figura 2.18. Lo que proporciona una razón adicional al desarrollo de este trabajo, ya que se orienta a una persona con anomalía en mano derecha y que solo cuenta con lo que se conoce como dedo uno y cinco.



Figura 2.18: Prótesis Estética.

Además, se observa que los mecanismos que se implementan en mayor medida son los sistemas de barras cruzadas como los de las figuras 2.8 y 2.17, ya que con estos se pueden obtener comportamientos de fuerza y posición necesarios para suplir agarres de potencia involucrando como máximo un actuador por cada dedo; y su funcionalidad y estética tiende a ser similares al movimiento natural de los dedos de una mano.

Capítulo 3

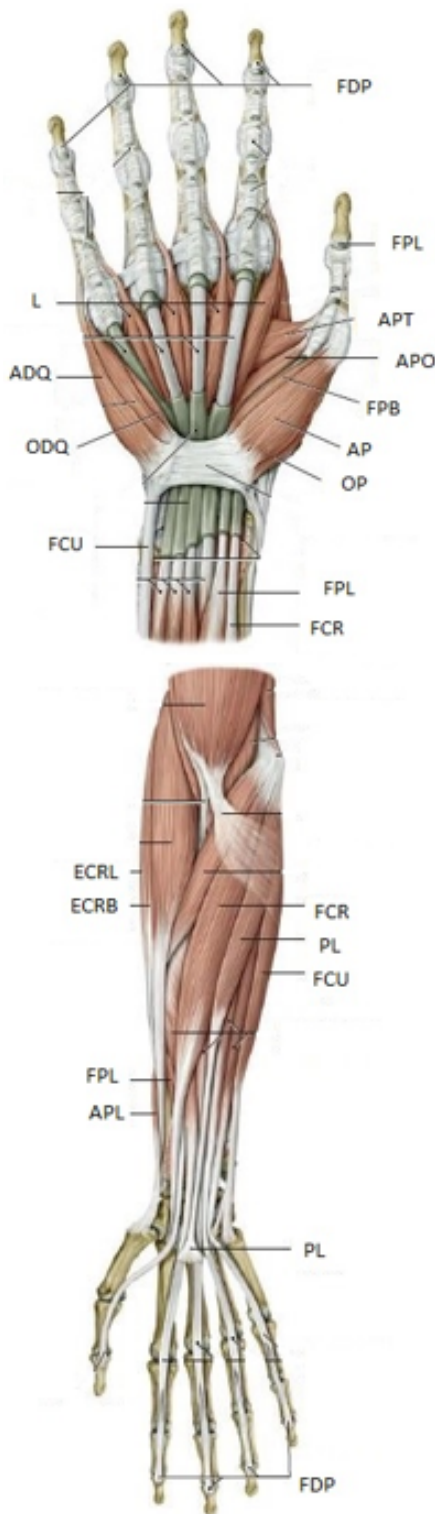
Anatomía de la Mano

3.1. Anatomía muscular de la mano

Determinar el comportamiento anatómico de la mano permite establecer variables como la versatilidad, fuerza, ángulos, entre otras, que son la base de diseño para crear una prótesis con comportamientos análogos a la mano humana [48]. Para ello, se debe conocer que los músculos se comportan como actuadores unidireccionales los cuales se encargan de ejecutar flexión y extensión, mediante conexiones entre músculos y huesos a través de tendones.

En la figura 3.1 se muestra la lista de los músculos que actúan en el movimiento de la mano y la muñeca.[49]. Por otra parte, la zona muscular del antebrazo que esta conformado en su totalidad por 20 músculos.[50, 51] y dividida en tres regiones:

- **Región anterior:** se divide en cuatro planos los cuales empiezan desde la parte superficial hasta la profunda y cada uno tienen un grupo de músculos:
 - Primer plano: musculo pronado redondo, palmar mayor, palmar menor y el cubital interior.
 - Segundo plano: solo consta por el musculo flexor común superficial de los dedos.
 - Tercer plano: está compuesta por los músculos flexor común profundo de los dedos y el flexor largo.
 - Cuarto plano: está conformado por el musculo pronado cuadrado únicamente.
- **Región posterior-externa:** está formada por los músculos, braquiorradial, el extensor radial largo del carpo, el extensor radial corto del carpo y el supinador corto. [52]
- **Región posterior:** esta región posee dos planos:
 - Plano superficial: contiene el musculo ancóneo, el extensor común de los dedos, el extensor propio del meñique y el extensor cubital posterior.
 - Plano profundo: se tiene el músculo extensor corto del pulgar, el músculo abductor largo del pulgar, el músculo extensor largo del pulgar y el musculo extensor propio del índice [53].



Siglas	Nombre Del Musculo
ADQ	Abductor digiti quinti
AP	Abductor pollicis
APB	Abductor pollicis brevis
APL	Abductor pollicis longus
APO	Abductor pollicis obliquos
APT	Abductor pollicis Transversus
DI	Dorsal interosseus
ECRB	Extensor carpi radialis brevis
ECRL	Extensor carpi radialis longus
ECU	Extensor carpi ulnaris
EDC	Extensor digitorum communis
EDQP	Extensor digiti quinti proprius
EIP	Extensor indicis proprius
EPB	Extensor pollicis brevis
EPL	Extensor pollicis longus
FCR	Flexor carpi radialis
FCU	Flexor carpi ulnaris
FDP	Flexor digitorum profundus
FDQB	Flexor digiti quinti brevis
FDS	Flexor digitorum sublimis
FPB	Flexor pollicis brevis
FPL	Flexor pollicis longus
I	Interosseus
L	Lumbricalis
ODQ	Opponens digiti quinti
OP	Opponens pollicis
PL	Palmaris longus
VI	Volar interosseus

Figura 3.1: Músculos y tendones flexores

En cuanto a las manos, estas se encuentran divididas en tres regiones: túnel del carpo, que está en la línea del media del carpo y se encarga de retener los tendones trifalángicos de los dedos [54]; túnel palmar de los tendones flexores, que contiene los músculos lubricales y estructuras vasculonerviosas digitales, se encuentra su límite distal con las vainas fibrosas digitales y está localizado a un tercio distal de la región metacarpiana[51]. Y finalmente, las vainas fibrosas digitales que se conforman por 5 poleas anulares (A_1, A_2, A_3, A_4, A_5), son gruesas y su función es evitar luxación de los tendones flexores, también se encuentran 3 poleas cruciformes (C_1, C_2, C_3), que son más finas y se encargan de ayudar acomodar la vaina fibrosa y así favorecer la aproximación de las poleas anulares. Lo anterior puede ser evidenciada en la figura 3.2 se puede observar donde se encuentran ubicadas las poleas de las vainas fibrosas digitales[55].

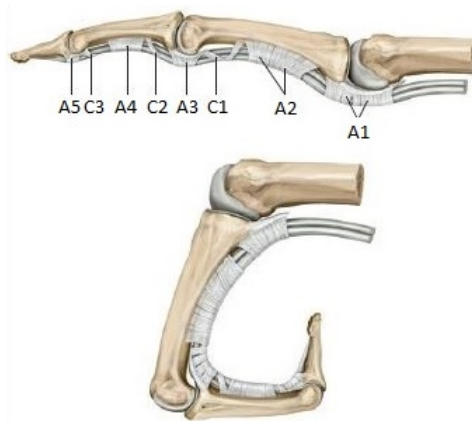


Figura 3.2: Tendones Extensores de un dedo.

3.2. Anatomía esquelética de la mano

En cuanto a la anatomía de la mano humana, esta se encuentra constituida por 27 huesos los cuales están divididos en los siguientes grupos e ilustrados en la figura 3.3:

- **Huesos de la muñeca (sección roja):** contiene 8 huesos y se dividen en dos secciones denominadas fila distal que está compuesta por trapecio, trapezoide, grande, gancho y la fila proximal que se compone de pisiforme, piramidal, semilunar y escafoides.
- **Huesos de la palma (sección verde):** está conformada por 5 huesos los cuales son los metacarpos.
- **Huesos digitales (sección amarilla):** tiene lugar un total de 14 huesos y está divididos en falanges proximales y distales de los 5 dedos y en las falanges medias de cuatro dedos ya que no se encuentra en el pulgar. [56]

Como parámetros de diseño, se requiere conocer cuáles son los huesos que deben ser emulados por el mecanismo, ya que el diseño varía si se toman solo los digitales o deben considerarse secciones

anteriores, en el caso del diseño a trabajar deben ser considerados únicamente la sección de huesos que observa en el recuadro amarillo de la figura 3.3 [57].

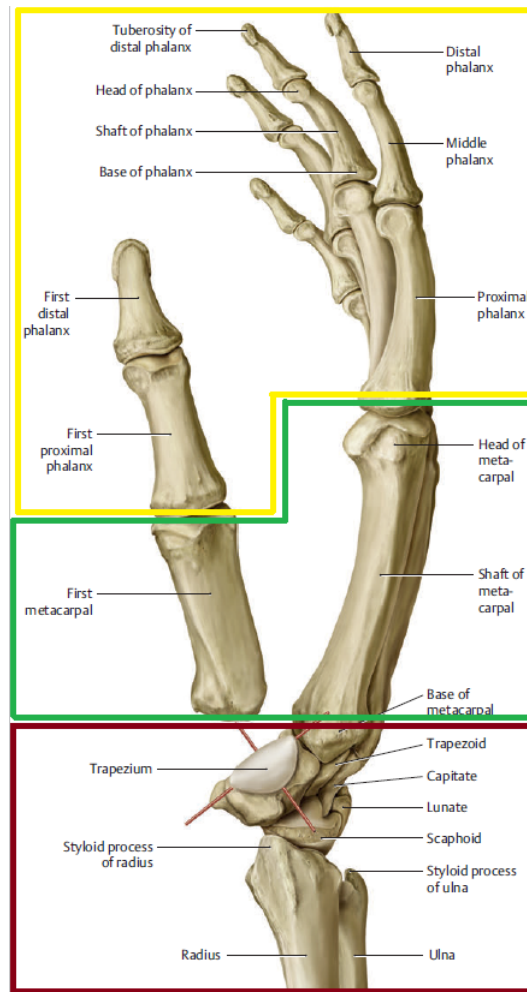


Figura 3.3: Esqueleto de la mano derecha con su respectiva notación.

3.3. Goniometría de los dedos

La goniometría es la técnica encargada de estudiar la medición de los ángulos, y se aplica en campos de la ciencia como: la física, ingeniería, agricultura, ciencias de la salud, entre otras. En el ámbito de la medicina, esta técnica es utilizada para la medición de los ángulos de movilidad articular, con lo cual se propone para describir el movimiento de las articulaciones de los dedos, para determinar el valor de su desplazamiento, como se observa en la figura 3.4. Aquí, se evalúa el arco generado al mover la mano con respecto a un marco de referencia fijado en el metacarpo y un eje móvil en la falange proximal, luego se ejecuta la flexión obteniendo como resultado rangos de variación angular entre 0 y 90 grados [58].

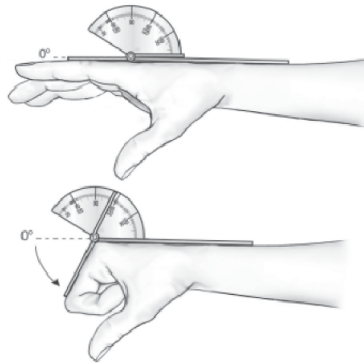


Figura 3.4: Flexión metacarpofalángica.

Para la siguiente medida, se ubica como eje fijo la falange proximal y como eje móvil la falange media, se realiza el mismo procedimiento del cual se obtiene un desplazamiento de 0 a 100 grados como se evidencia en la figura 3.5 [59].

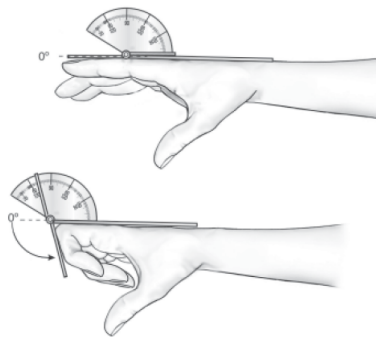


Figura 3.5: Flexión interfalángica proximal.

Con la última falange, se establece como eje fijo la falange media y como eje móvil la falange distal, se genera el movimiento interfalángica distal teniendo como resultados ángulos de 0 a 90 grados como se muestra en la figura 3.6 [60].

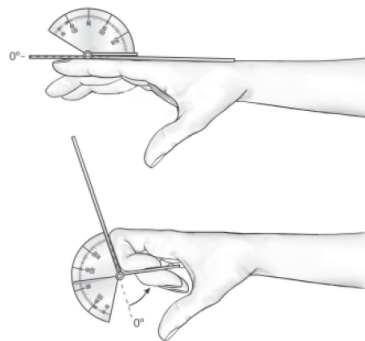


Figura 3.6: Flexión interfalángica distal.

3.3.1. Tipos de agarre

Las prótesis están diseñadas para ayudar a suplir las necesidades básicas de las personas, como caminar, comer, escribir, cambiarse la ropa y muchas más. En la figura 3.7 se muestran seis posiciones elementales que permiten definir como realizar la sujeción de objetos: los agarres esféricos, gruesos, finos, entre otros. Para esto, es importante antes de plantear cualquier mecanismos, decidir qué tipo de agarre se pretenden desarrollar o si son múltiples, ya que esto ayuda a definir las características y parámetros de diseño [4] [61].

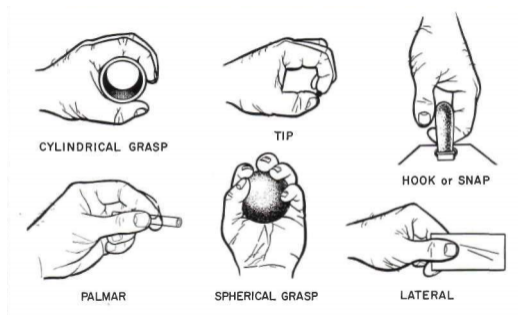


Figura 3.7: Seis agarres básicos.

Según el diagrama planteado por Cutkosky en la figura 3.8 se establecen los tipos de agarres (rojo) que puede efectuar una persona con ectrodactilia, y se evidencio el tipo de agarre que se quiere efectuar con el diseño final en color verde [62]. Esto permite establecer las configuraciones que debe generar el mecanismo desarrollado para agarres de potencia.

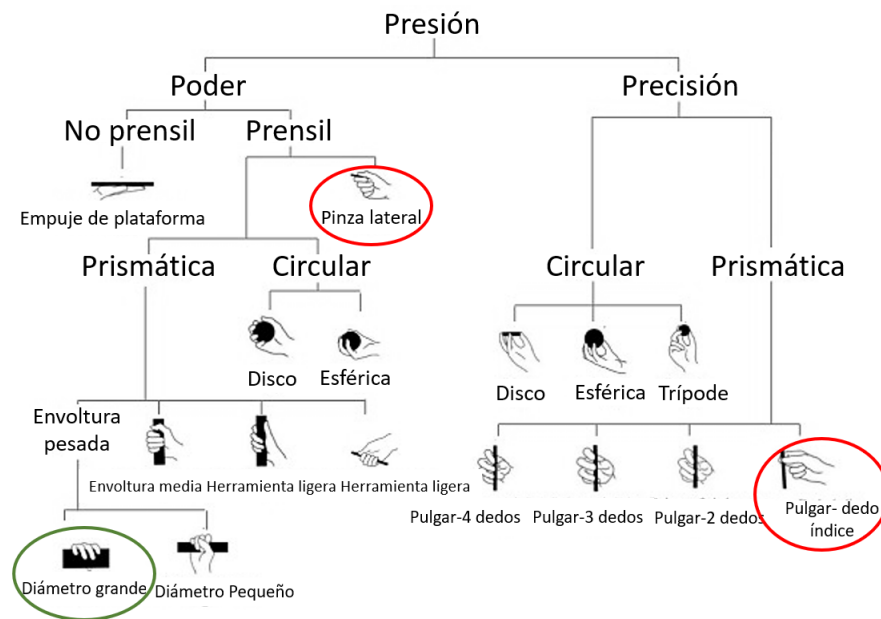


Figura 3.8: Taxonomía de Cutkosky

Capítulo 4

Diseño de Prótesis de Mano

4.1. Consideraciones antropométricas para sujeto con ectrodactilia

Para el desarrollo de la prótesis se consideran las medidas antropométricas de la mano sana del sujeto de prueba, con el fin de manejar una similitud entre la prótesis y la mano sana. De aquí, se plantean las siguientes variables de diseño

- Dimensiones de mano sana

En la figura 4.1 se consideran el dedo meñique e índice respectivamente, para la toma de medidas de la parte superior y la inferior, con el fin de obtener una variable dimensional en la forma de los dedos de la prótesis a diseñar.

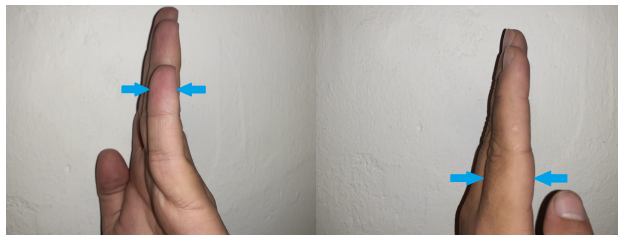


Figura 4.1: Lateral de los dedos, mano sin patología.

Luego, en la tabla 4.1 se estipulan las medidas en milímetros obtenidas de cada uno de los dedos.

Tabla 4.1: Dimensiones laterales de los dedos

Dedo / Sección	Meñique	Índice
Inferior	24 mm	30 mm
Superior	35.2 mm	44 mm

Además, en la figura 4.2 se muestra la posición de la mano en la que la longitud de la muñeca a el dedo pulgar es de 180 mm, mientras que el ancho de la palma es de 130 mm. De igual forma, en esta posición se obtiene el largo de cada dedo (A), el largo de la falange proximal, media y distal (B), el diámetro de la falange proximal (C), y el diámetro de la falange distal (D), lo anterior tabulado en 4.2, y que son variables de diseño del mecanismo.

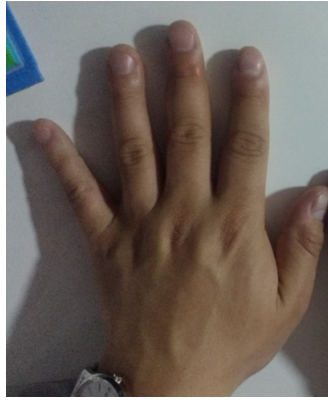


Figura 4.2: Mano normal.

Tabla 4.2: Medidas antropomórficas de la mano izquierda normal.

	A	B proximal	B media	B distal	C	D
1	70mm	33mm	-	33 mm	21mm	17mm
2	85mm	27.3mm	19 mm	23.5 mm	20.5mm	13mm
3	90mm	30.4mm	26.3 mm	26.1 mm	20mm	12.8mm
4	87mm	28.3mm	24 mm	20 mm	18.8mm	13.8mm
5	70mm	26mm	14.3 mm	19.2 mm	17mm	10mm

■ Dimensiones de mano con ectrodactilia

La toma de medidas antropométricas de la mano del sujeto con ectrodactilia, tiene como fin el definir el espacio de la prótesis en el que se debe ajustar el sistema de activación. Con lo cual en la figura 4.3, se observa la mano afectada, y el esquemático acotado de las dimensiones generales (alto y ancho) de la mano.

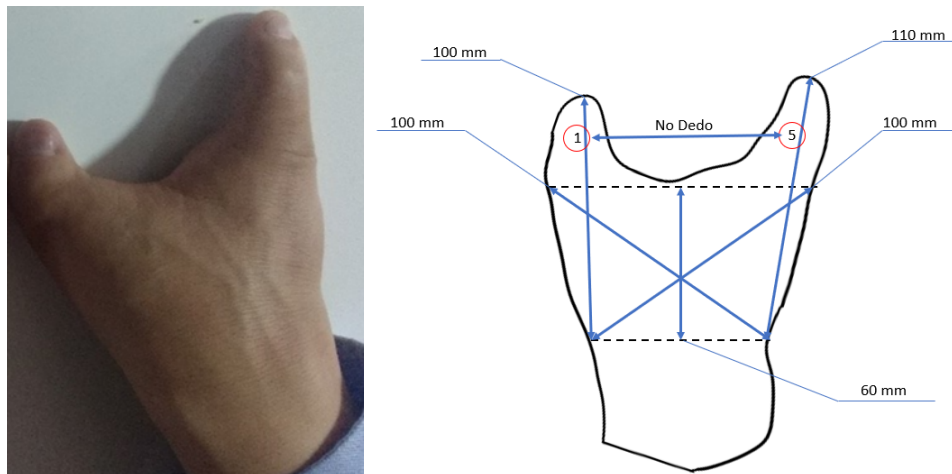


Figura 4.3: Mano con ectrodactilia.

Ademas, en la tabla 4.3 se tabula el largo de las falange proximal y distal (B), el diámetro proximal (C), y el diámetro distal (D).

Tabla 4.3: Medidas antropométricas de la mano derecha con ectrodactilia.

No.	B proximal	B distal	C	D
1	30.1mm	-	21.5mm	13mm
5	40.3mm	20.5 mm	19mm	16.6mm

Con las condiciones analizadas en el capítulo anterior y las dimensiones obtenidas de las manos, se establece el diseño de los cinco dedos que son accionados por medio de un sistema de activación mecánica que funciona a partir del movimiento de los dos dedos del sujeto con ectrodactilia. Dicho sistema considera el rango de movilidad del sujeto cuya longitud de apertura máxima alcanza los 8 cm y mínima de 0 cm con respecto al centro de la mano.

4.2. Diseño Mecánico

Al momento de diseñar un mecanismo se deben considerar diferentes factores, como posición que hace parte del análisis cinemático, y geometría, fuerza, y material, que hacen parte del análisis estático. Estas permiten conocer variables de movimiento y restricción, como por ejemplo, condiciones espaciales que se definen a partir de la antropometría de la mano sana del sujeto de prueba.

De los parámetros anteriores y los sistemas estudiados del capítulo 1 al 3, se realiza la selección de un mecanismo de barras que permite tener control sobre las variables involucradas en el agarre de poder de diámetro grande. Este se modela mediante herramientas como Linkage, Matlab y Solidworks, vinculando el análisis de movimiento y de esfuerzos. En conjunto se implementa un software a análisis por elementos finitos (Ansys) en el que se valida el factor de seguridad, la deformación total y tensión von-mises.

4.2.1. Análisis cinemático

Para determinar las trayectorias de movimiento, se inició con el análisis de un mecanismo de cadena cinemática abierta que emula el comportamiento del dedo como si cada articulación estuviera actuada. Además, se consideró como parámetro de movimiento ideal que cada articulación debía incrementar el mismo valor angular de manera proporcional, con una variación de 0 a 90 grados, movimiento que se refleja en la figura 4.4.

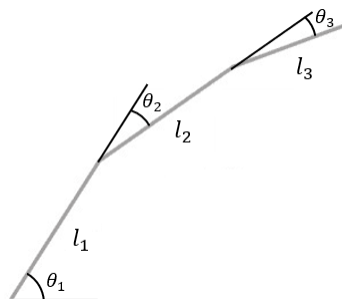


Figura 4.4: Simulación en Matlab dedo ideal.

Luego se plantearon las ecuaciones de posición 4.1 a la 4.2 en los ejes cartesianos X y Y, para la falange proximal con respecto al nudillo, de la ecuación 4.3 a la 4.4 para la falange media, y por ultimo, la ecuación 4.5 y 4.6 para la falange distal.

$$x_{np} = l_1 \cos(\theta_1) \quad (4.1)$$

$$y_{np} = l_1 \sin(\theta_1) \quad (4.2)$$

$$x_{pm} = l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + x_{np} \quad (4.3)$$

$$y_{pm} = l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + y_{np} \quad (4.4)$$

$$x_{md} = l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + x_{pm} \quad (4.5)$$

$$y_{md} = l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + y_{pm} \quad (4.6)$$

Donde, l_1 representa el valor longitudinal de la falange proximal, l_2 para la falange media, y l_3 para la falange distal. Además del valor θ_1 que denota el ángulo de la falange proximal con respecto a la horizontal, y θ_2 y θ_3 para el ángulo relativo de la falange media y distal con respecto a la anterior, respectivamente. De lo anterior, se obtuvo el comportamiento en movimiento de la figura 4.5.

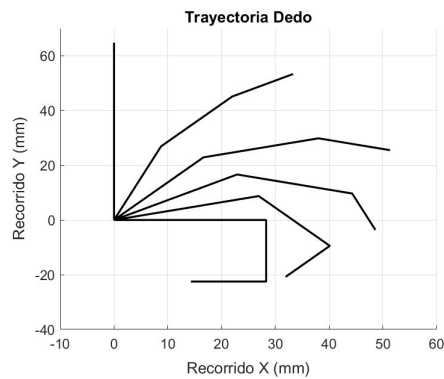


Figura 4.5: Simulación en Matlab dedo ideal.

Luego, se realiza la aproximación del diseño del mecanismo de barras por medio del método gráfico en el programa Linkage, que se muestra en la figura 4.6. De aquí, se puede observar el dedo en extensión, flexión y posiciones intermedias, así como la trayectoria del extremo de la falange distal.

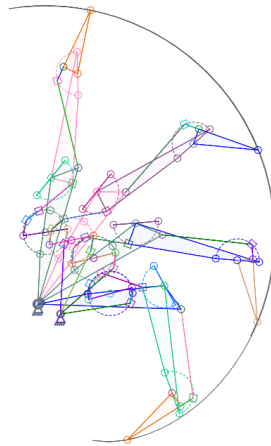


Figura 4.6: Método gráfico Linkage

Con el diseño previo, se procede a realizar el cálculo cinemático para obtener las variables angulares implicadas en el movimiento del mecanismo. Para esto, se subdividió en configuraciones simplificadas basadas en mecanismos de cuatro barras y triángulos. La primera de ellas se encuentra en la figura 4.7, que se define como un mecanismo tipo cuadrilátero articulado.

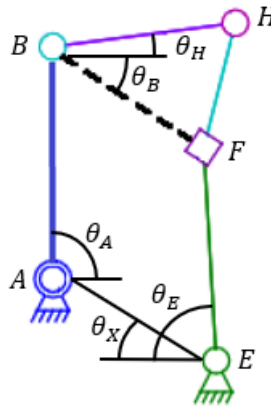


Figura 4.7: Primera configuración de barras, Entrada A

Con la figura 4.7, se implementa la ecuación de Freudenstein descrita de 4.7 a 4.12 para mecanismos de cuatro barras, con el fin de despejar el valor de θ_B , que será la base para el cálculo del siguiente mecanismo.

$$AB \cdot \cos\theta_A + BF \cdot \cos\theta_B + FE \cdot \cos\theta_E - EA \cdot \cos\theta_x = 0 \quad (4.7)$$

$$AB \cdot \text{sen}\theta_A - BF \cdot \text{sen}\theta_B - FE \cdot \text{sen}\theta_E + EA \cdot \text{sen}\theta_x = 0 \quad (4.8)$$

$$FE^2 \cdot \cos^2\theta_E = (EA \cdot \cos\theta_x - AB \cdot \cos\theta_A - BF \cdot \cos\theta_B)^2 \quad (4.9)$$

$$FE^2 \cdot \text{sen}^2\theta_E = (EA \cdot \text{sen}\theta_x + AB \cdot \text{sen}\theta_A - BF \cdot \text{sen}\theta_B)^2 \quad (4.10)$$

$$\begin{aligned}
 FE^2 &= EA^2 \cos^2 \theta_X + AB^2 \cos^2 \theta_A + BF^2 \cos^2 \theta_B - 2 \cdot EA \cdot \cos \theta_x \cdot AB \cdot \cos \theta_A \\
 &\quad - 2 \cdot EA \cdot \cos \theta_x \cdot BF \cdot \cos \theta_B + 2 \cdot AB \cdot \cos \theta_A \cdot BF \cdot \cos \theta_B \\
 &+ EA^2 \cdot \sin^2 \theta_x + AB^2 \cdot \sin^2 \theta_A + BF^2 \cdot \sin^2 \theta_B + 2 \cdot EA \cdot \sin \theta_x \cdot AB \cdot \sin \theta_A \\
 &\quad - 2 \cdot EA \cdot \sin \theta_x \cdot BF \cdot \sin \theta_B - 2 \cdot AB \cdot \sin \theta_A \cdot BF \cdot \sin \theta_B
 \end{aligned} \tag{4.11}$$

$$\begin{aligned}
 FE^2 &= EA^2 + AB^2 + BF^2 - 2 \cdot EA \cdot AB \cdot \cos(\theta_x + \theta_A) - 2 \cdot EA \cdot BF \cdot \cos(\theta_x - \theta_B) \\
 &\quad + 2 \cdot AB \cdot BF \cdot \cos(\theta_A + \theta_B) \leftarrow \text{despejar } \theta_B
 \end{aligned} \tag{4.12}$$

Donde AB equivale a 16 mm, FE a 15.5 mm, BF a 5 mm, AE a 5.5 mm, y θ_X a 23.8° . Luego, se continua con el mecanismo de la figura 4.8, que por medio de ley de cosenos se obtiene el valor de θ_H en las ecuaciones 4.13 y 4.14.

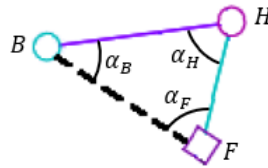


Figura 4.8: Segunda configuración de barras

$$HF^2 = BF^2 + BH^2 - 2 \cdot BF \cdot BH \cdot \cos(\alpha_B) \rightarrow \alpha_B = 40,947^\circ \tag{4.13}$$

$$\theta_H = \alpha_B - \theta_B \tag{4.14}$$

Donde BH equivale 5 mm, HF a 3.5 mm, BF a 5 mm. Luego para la figura 4.9, se obtiene el valor de θ_{JB} que será la base del calculo del siguiente mecanismo de cuatro barras. Esto se realiza mediante las ecuaciones 4.15 a la 4.17.

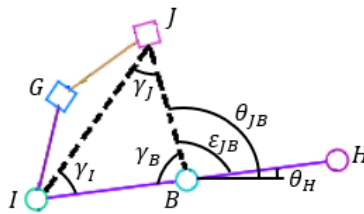


Figura 4.9: Tercera configuración de barras

$$IJ^2 = BI^2 + BJ^2 - 2 \cdot BI \cdot BJ \cdot \cos(\gamma_B) \rightarrow \gamma_B = 81,0832^\circ \tag{4.15}$$

$$\varepsilon_B = 180^\circ - \gamma_B = 180^\circ - 81,0832^\circ = 98,9168^\circ \tag{4.16}$$

$$\theta_{JB} = \varepsilon_B + \theta_H \tag{4.17}$$

Donde BI equivale a 5 mm, BJ a 5 mm, IJ a 6.5 mm. Se procede con el análisis del mecanismo de la figura 4.10, que a partir de las ecuaciones 4.18 a la 4.23, permiten despejar el valor de θ_L que será utilizado en el siguiente mecanismo.

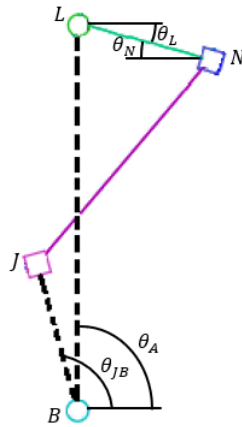


Figura 4.10: Cuarta configuración de barras

$$BL \cdot \cos\theta_A + NL \cdot \cos\theta_L - JN \cdot \cos\theta_N - JB \cdot \cos\theta_{JB} = 0 \quad (4.18)$$

$$BL \cdot \sen\theta_A - NL \cdot \sen\theta_L - JN \cdot \sen\theta_N - JB \cdot \sen\theta_{JB} = 0 \quad (4.19)$$

$$JN^2 \cdot \cos^2\theta_N = (BL \cdot \cos\theta_A + NL \cdot \cos\theta_L - JB \cdot \cos\theta_{JB})^2 \quad (4.20)$$

$$JN^2 \cdot \sen^2\theta_N = (BL \cdot \sen\theta_A - NL \cdot \sen\theta_L - JB \cdot \sen\theta_{JB})^2 \quad (4.21)$$

$$\begin{aligned} JN^2 = & BL^2 \cos^2\theta_A + NL^2 \cos^2\theta_L + JB^2 \cos^2\theta_{JB} + 2 \cdot BL \cdot \cos\theta_A \cdot NL \cdot \cos\theta_L \\ & - 2 \cdot BL \cdot \cos\theta_A \cdot JB \cdot \cos\theta_{JB} - 2 \cdot NL \cdot \cos\theta_L \cdot JB \cdot \cos\theta_{JB} \\ & + BL^2 \cdot \sen^2\theta_A + NL^2 \cdot \sen^2\theta_L + JB^2 \cdot \sen^2\theta_{JB} - 2 \cdot BL \cdot \sen\theta_A \cdot NL \cdot \sen\theta_L \\ & - 2 \cdot BL \cdot \sen\theta_A \cdot JB \cdot \sen\theta_{JB} + 2 \cdot NL \cdot \sen\theta_L \cdot JB \cdot \sen\theta_{JB} \end{aligned} \quad (4.22)$$

$$\begin{aligned} JN^2 = & BL^2 + NL^2 + JB^2 + 2 \cdot BL \cdot NL \cdot \cos(\theta_A + \theta_L) - 2 \cdot BL \cdot JB \cdot \cos(\theta_A - \theta_{JB}) \\ & - 2 \cdot NL \cdot JB \cdot \cos(\theta_L + \theta_{JB}) \leftarrow \text{despejar } \theta_L \end{aligned} \quad (4.23)$$

Donde JB equivale a 5 mm, NL a 5 mm, JN a 9.6 mm, y BL a 12.2 mm. El mecanismo de la figura 4.11, permite plantear ecuaciones en las que se obtiene el valor de α_L , que da la inclinación al sexto mecanismo de barras planteado en la configuración del dedo. Estas ecuaciones se describen de 4.24 a 4.26.

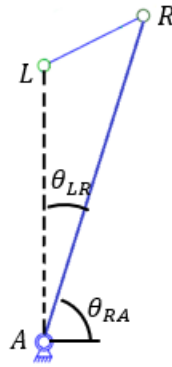


Figura 4.11: Quinta configuración de barras

$$\theta_{RA} = \theta_A - \theta_{LR} \quad (4.24)$$

$$AR \cdot \text{sen}\theta_{RA} - AL \cdot \text{sen}\theta_A = LR \cdot \text{sen}\alpha_L \quad (4.25)$$

$$\alpha_L = \text{sen}^{-1}\left(\frac{AR \cdot \text{sen}\theta_{RA} - AL \cdot \text{sen}\theta_A}{LR}\right) \quad (4.26)$$

Donde AR equivale a 31.8 mm, AL a 28.3 mm, LR a 6.5 mm, y θ_{LRA} a 11° . Luego se plantea el sexto mecanismo de la figura 4.12 en configuración de cuatro barras cruzado, en el que se implementa la ecuación de Freudenstein en 4.27 a 4.31 para obtener el valor angular de θ_W , con el que finalmente a partir del séptimo mecanismo se podrá localizar el valor del extremo de la falange distal.

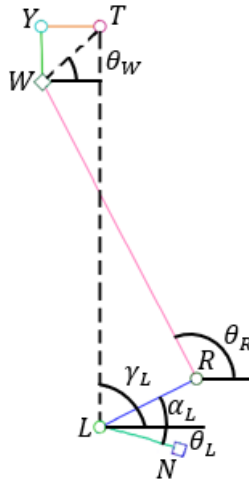


Figura 4.12: Sexta configuración de barras

$$\gamma_L = 90^\circ - \theta_L \quad (4.27)$$

$$RW^2 \cdot \cos^2\theta_R = (TL \cdot \cos\gamma_L - LR \cdot \cos\alpha_L - WT \cdot \cos\theta_W)^2 \quad (4.28)$$

$$RW^2 \cdot \text{sen}^2\theta_R = (TL \cdot \text{sen}\gamma_L - LR \cdot \text{sen}\alpha_L - WT \cdot \text{sen}\theta_W)^2 \quad (4.29)$$

$$\begin{aligned} RW^2 &= TL^2 \cos^2\gamma_L + LR^2 \cos^2\alpha_L + WT^2 \cos^2\theta_W - 2 \cdot TL \cdot \cos\gamma_L \cdot LR \cdot \cos\alpha_L \\ &\quad - 2 \cdot TL \cdot \cos\gamma_L \cdot WT \cdot \cos\theta_W + 2 \cdot LR \cdot \cos\alpha_L \cdot WT \cdot \cos\theta_W \\ &+ TL^2 \cdot \text{sen}^2\gamma_L + LR^2 \cdot \text{sen}^2\alpha_L + WT^2 \cdot \text{sen}^2\theta_W - 2 \cdot TL \cdot \text{sen}\gamma_L \cdot LR \cdot \text{sen}\alpha_L \\ &\quad - 2 \cdot TL \cdot \text{sen}\gamma_L \cdot WT \cdot \text{sen}\theta_W + 2 \cdot LR \cdot \text{sen}\alpha_L \cdot WT \cdot \text{sen}\theta_W \end{aligned} \quad (4.30)$$

$$\begin{aligned} RW^2 &= TL^2 + LR^2 + WT^2 + 2 \cdot TL \cdot LR \cdot \cos(\gamma_L - \alpha_L) - 2 \cdot TL \cdot WT \cdot \cos(\gamma_L - \theta_W) \\ &\quad + 2 \cdot LR \cdot WT \cdot \cos(\alpha_L - \theta_W) \leftarrow \text{despejar } \theta_W \end{aligned} \quad (4.31)$$

Donde LR equivale a 6.5 mm, RW a 20 mm, WT a 4.8 mm, y TL a 24 mm. Finalmente, el ultimo mecanismo permite obtener el valor en posición del punto Q a través del valor angular de θ_Q .

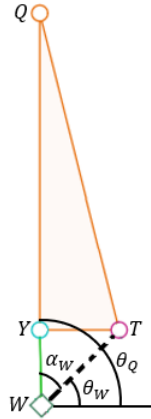


Figura 4.13: Séptima configuración de Barras

$$YT^2 = WT^2 + WY^2 - 2 \cdot WT \cdot WY \cdot \cos(\alpha_W) \rightarrow \alpha_W = 46,8^\circ \quad (4.32)$$

$$\theta_Q = \theta_W + \alpha_W \quad (4.33)$$

Donde WT equivale a 4.8 mm, WY a 3.3 mm, YT a 3.5 mm, y $WQ = 17.3$ mm. Del análisis gráfico y cinemático previo se procede al diseño por medio de Solidworks del mecanismo a construir para la emulación de los dedos de la mano. Dicho sistema se evidencia en la figura 4.14.

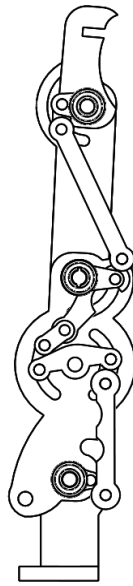


Figura 4.14: Sistema de movimiento del dedo 4.

En la figura 4.15 se muestra la evolución del mecanismo de barras planteado en Linkage, las secciones analizadas en el cálculo cinemático, y como estas son la base de diseño de la configuración final a construir.

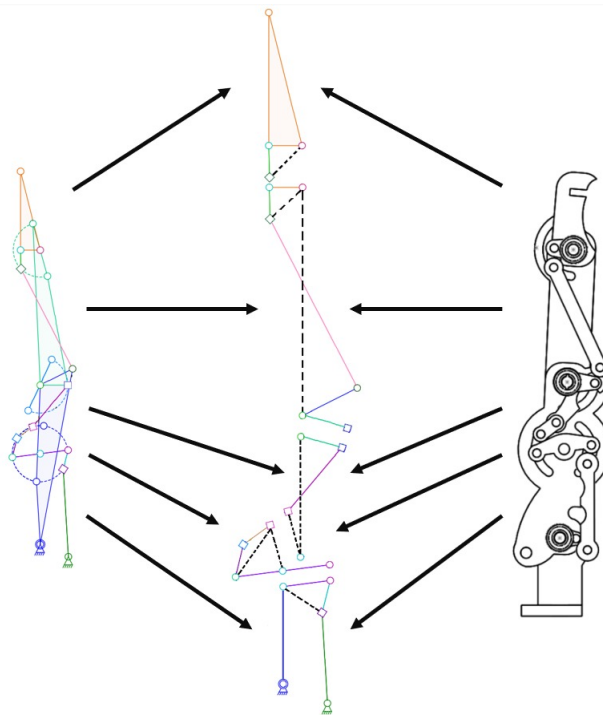


Figura 4.15: Comparativa de linkage y SolidWorks

Ademas, se realiza la comparativa del mecanismo final en la figura 4.16, con respecto a su hueso

equivalente. De lo que se obtiene que A, es la relación con la falange distal, B con la falange media, C con la falange proximal, y D con el metacarpo.

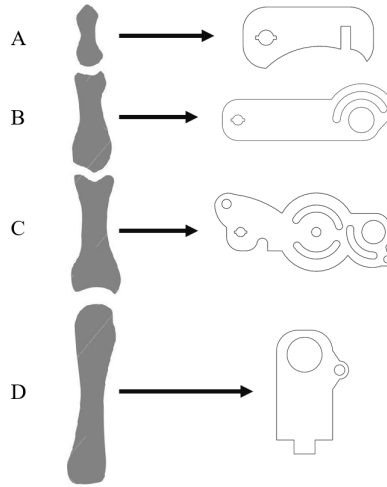


Figura 4.16: Falanges anatómicas y su homólogo artificial.

4.2.2. Cálculo de los grados de libertad

Con el fin de determinar la cantidad de actuadores que deben ser considerados para el movimiento del mecanismo, se realiza el cálculo de los grados de libertad del sistema (F), a partir del criterio de grübler-kutzbach establecido en la ecuación 4.34.

$$F = 3(n - 1) - 2p_v \quad (4.34)$$

Donde n es el número total de eslabones en el mecanismo y p_v el número de juntas que actúan en el plano bi-dimensional. Luego, se realiza un esquemático en el que se muestra la cantidad de eslabones del mecanismo y juntas utilizadas, como se muestra en la figura 4.17

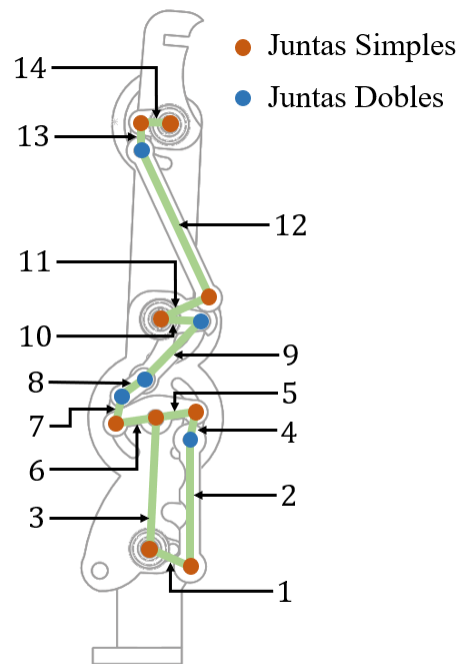


Figura 4.17: Esquema

De lo que se obtienen 14 eslabones y 19 juntas tanto simples como dobles, para con esto determinar que el número de grados de libertad del sistema es 1 GDL, que concuerda con la teoría de mecanismos de cuatro barras acoplados.

4.2.3. Simulación de trayectoria de flexión de la prótesis

Para la simulación de la trayectoria se realiza en Solidworks un estudio de movimiento en el que se genera un punto en el espacio de la pieza y se gráfica el comportamiento generado sobre este, obteniendo los comportamientos de la figura 4.18.

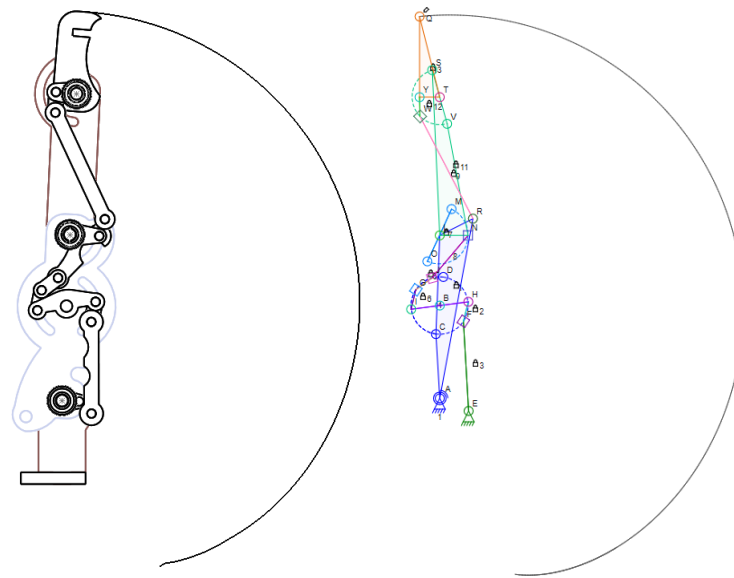


Figura 4.18: Trayectoria SolidWorks y Linkage

Luego, los datos anteriores son exportados a Matlab y comparados con los obtenidos en el mecanismo cinemático ideal. De lo que se obtiene la trayectoria verde para el mecanismo ideal, y la trayectoria azul para el sistema diseñado en Solidworks, como se muestra en la figura 4.19. Con lo cual se evidencia que el comportamiento es similar, y como no es un agarre de precisión sino de potencia, las variaciones obtenidas son tolerables en el diseño.

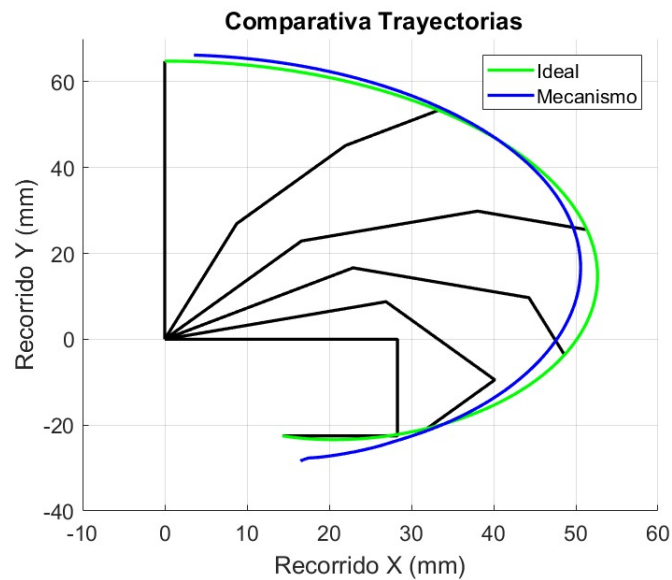


Figura 4.19: Comparativa de trayectorias

4.2.4. Sistema de cierre de dedos

En la figura 4.20, se muestra el primer sistema de activación para el accionamiento de los dedos meñique, anular y medio, esto con el fin de generar una fuerza distribuida, en los tres dedos.

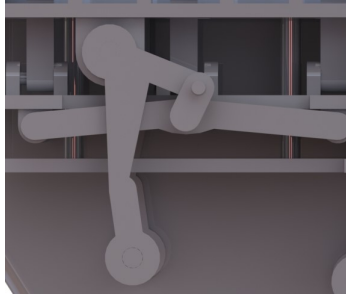


Figura 4.20: Gatillo del dedo meñique.

Luego, para el dedo índice se implementa un mecanismo de tipo manivela palanca como se muestra en la figura 4.21 [63].



Figura 4.21: Gatillo del dedo pulgar.

Los mecanismos anteriores se ven de forma global en el sistema en reposo de la figura 4.22, en donde se observa el ensamblaje completo de la mano para generar agarres de potencia de diámetro grande.

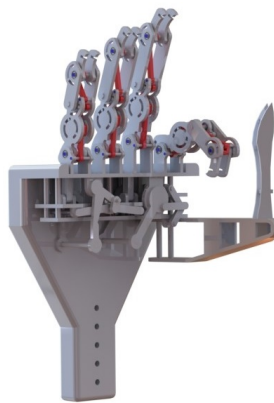


Figura 4.22: Prótesis sin accionamiento de los gatillos.

En la figura 4.23, se muestra la prótesis con los dos gatillos accionados que generan el movimiento de cierre, teniendo en cuenta las trayectorias descritas anteriormente.

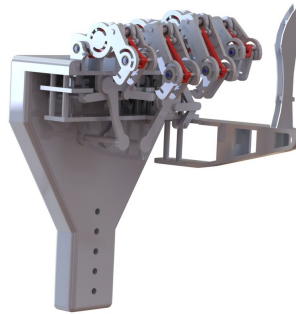


Figura 4.23: Prótesis con accionamiento de los gatillos.

Finalmente, en la figura 4.24, se observa cómo debe ser ubicada la mano con ectrodactilia para generar una fuerza F sobre el sistema de accionamiento que permite la flexión - extensión del diseño p

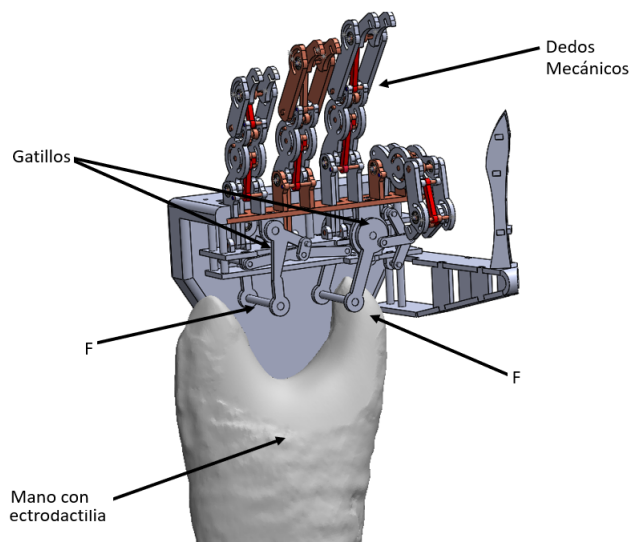


Figura 4.24: Acople mano con ectrodactilia y prótesis

4.2.5. Simulación de esfuerzos

El análisis estático del mecanismo permite determinar las reacciones en las uniones de los elementos al aplicar una carga sobre el punto Q . Esta fuerza, se considera de 14 Kg distribuidos en los cuatro dedos y se determina según los estudios realizados de las fuerzas generadas por una mano en agarres de potencia [64]. Con lo anterior, se procede a estipular y solucionar los sistemas de ecuaciones para cada elemento del mecanismo en las tablas 4.4 a la 4.14. Se debe tener en cuenta que las variables D denotan distancia.

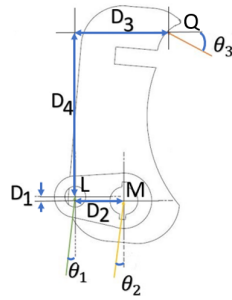


Figura 4.25: Elemento 14 del esquemático de la figura 4.17

$$M = \frac{-Q(\text{sen}\theta_3 D_3 + \text{cos}\theta_3 D_4)}{(\text{sen}\theta_2 D_2 - \text{cos}\theta_2 D_1)} \quad (4.35)$$

$$L = \frac{-Q\text{cos}\theta_3 - M\text{sen}\theta_2}{\text{sen}\theta_1} \quad (4.36)$$

Tabla 4.4: Gráficas de variación angular elemento 14 4.17

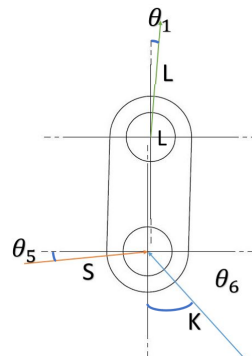
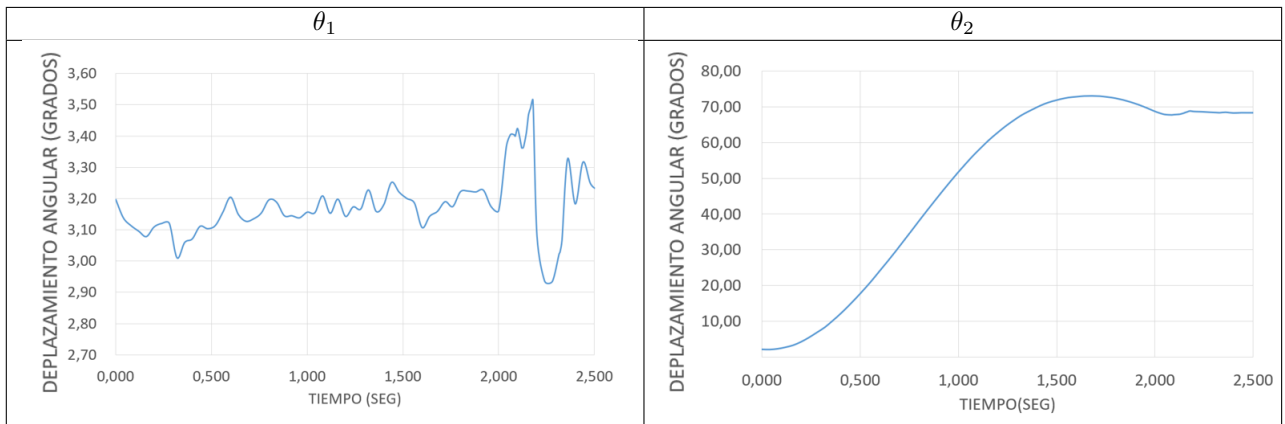


Figura 4.26: Elemento 13 del esquemático de la figura 4.17

$$S = \frac{L(\frac{\text{cos}\theta_2\text{cos}\theta_6}{\text{sen}\theta_6} - \text{sen}\theta_1)}{(\text{cos}\theta_5 - \frac{\text{sen}\theta_5\text{cos}\theta_6}{\text{sen}\theta_6})} \quad (4.37)$$

$$K = \frac{-S \operatorname{sen} \theta_5 - L \operatorname{cos} \theta_1}{\operatorname{sen} \theta_6} \tag{4.38}$$

Tabla 4.5: Gráficas de variación angular elemento 134.17

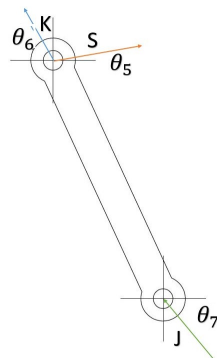
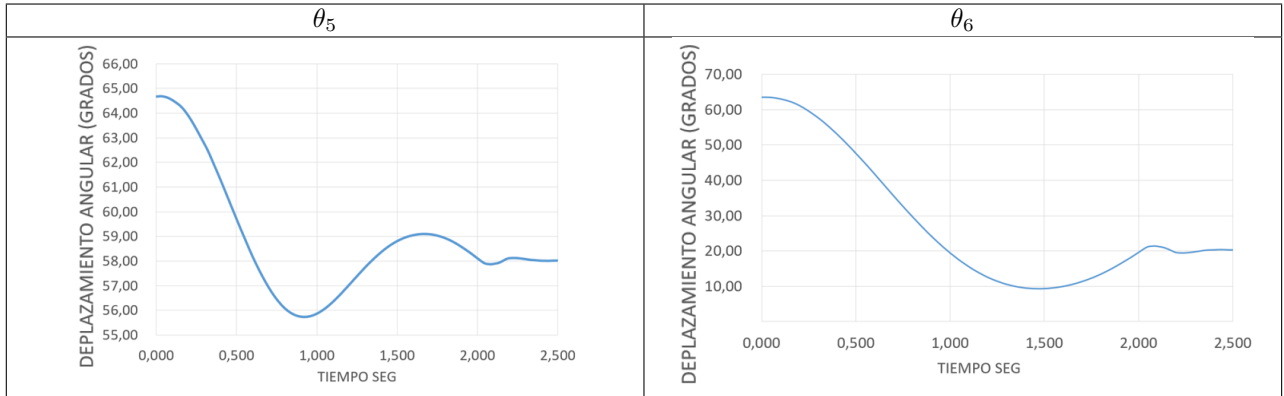
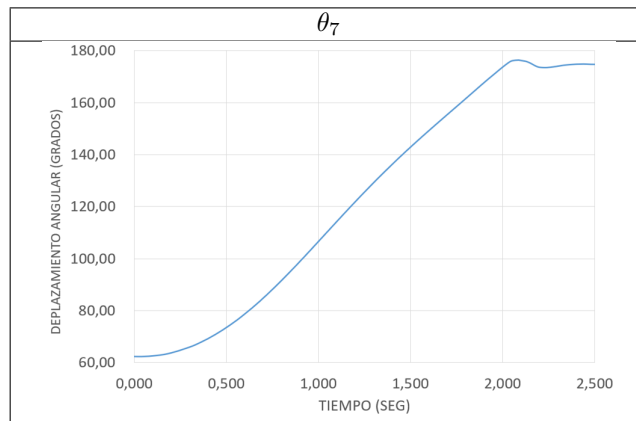


Figura 4.27: Elemento 12 del esquemático de la figura 4.17

$$J = \frac{S \operatorname{sen} \theta_5 - K \operatorname{sen} \theta_6}{\operatorname{sen} \theta_7} \tag{4.39}$$

Tabla 4.6: Gráficas de variación angular elemento 12 4.17



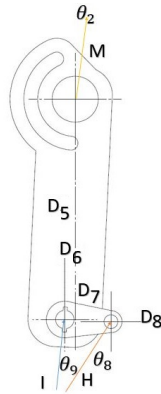


Figura 4.28: Elemento 11 y 10 del esquemático de la figura 4.17

$$H = \frac{M(\cos\theta_2 D_5 - \text{sen}\theta_2 D_6)}{(\text{sen}\theta_8 D_7 - \cos\theta_8 D_8)} \quad (4.40)$$

$$M = \frac{-R(\text{sen}\theta_3 D_3 + \cos\theta_3 D_4)}{(\text{sen}\theta_2 D_2 - \cos\theta_2 D_1)} \quad (4.41)$$

$$I = \frac{-M \cos\theta_2 - H \cos\theta_8}{\cos\theta_9} \quad (4.42)$$

Tabla 4.7: Gráficas de variación angular del elemento 11 y 10 4.17

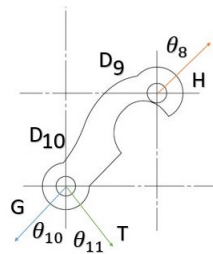
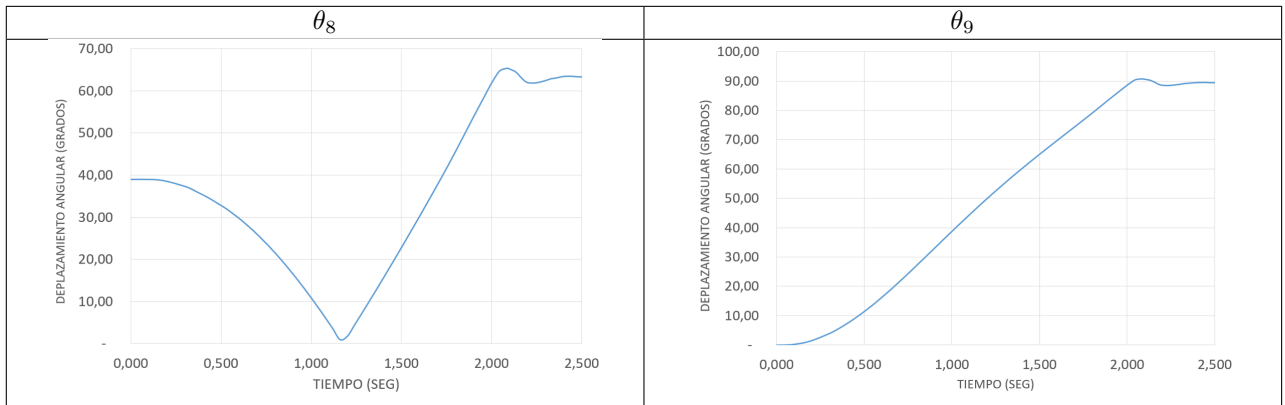


Figura 4.29: Elemento 9 del esquemático de la figura 4.17

$$G = \frac{-H \text{sen}\theta_8}{\frac{\text{sen}\theta_{11}(\cos\theta_{10} D_{10} - \text{sen}\theta_{10} D_9)}{\text{sen}\theta_{11} D_9 + \cos\theta_{11} D_{10}} + \text{sen}\theta_{10}} \quad (4.43)$$

$$T = \frac{G(\cos\theta_{10}D_{10} - \text{sen}\theta_{10}D_9)}{\text{sen}\theta_{11}D_9 + \cos\theta_{11}D_{10}} \quad (4.44)$$

Tabla 4.8: Gráficas de variación angular del elemento 9 4.17

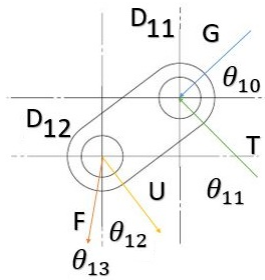
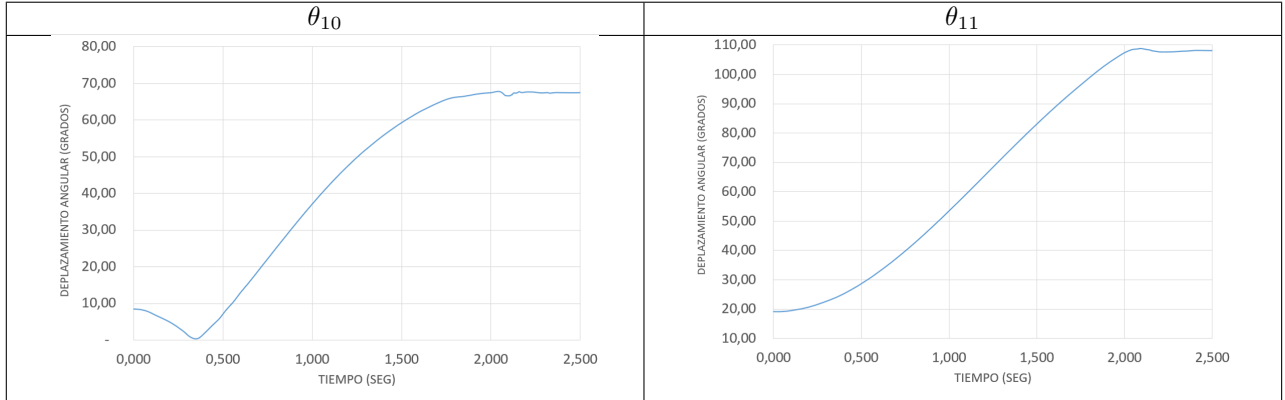
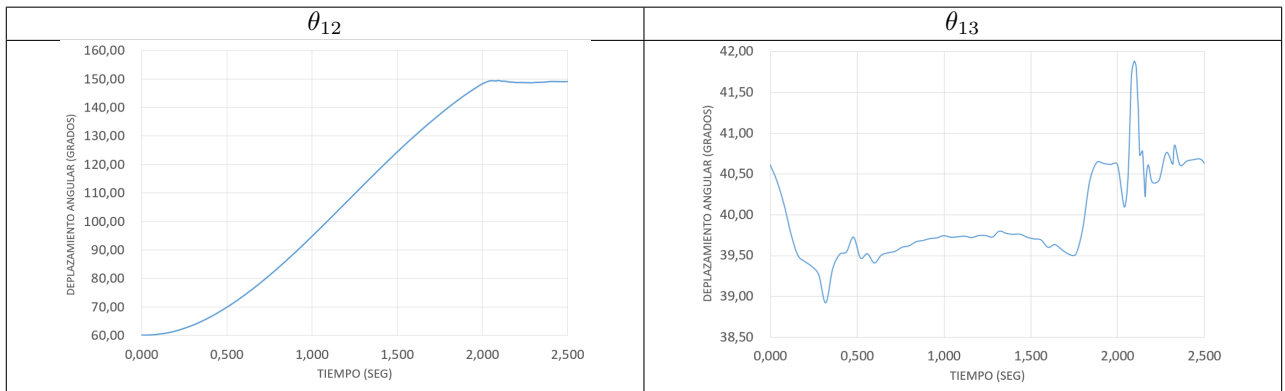


Figura 4.30: Elemento 8 del esquemático de la figura 4.17

$$U = \frac{-G\cos\theta_{10} - T\text{sen}\theta_{11}}{\frac{\text{sen}\theta_{13}(-\cos\theta_{12}D_{11} - \text{sen}\theta_{12}D_{12})}{\cos\theta_{13}D_{11} - \text{sen}\theta_{13}D_{12}} + \text{sen}\theta_{12}} \quad (4.45)$$

$$F = \frac{U(-\cos\theta_{12}D_{11} - \text{sen}\theta_{12}D_{12})}{\cos\theta_{13}D_{11} - \text{sen}\theta_{13}D_{12}} \quad (4.46)$$

Tabla 4.9: Gráficas de variación angular del elemento 8 4.17



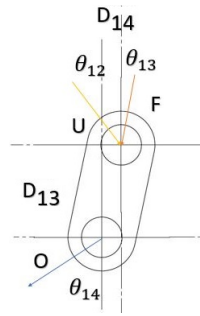


Figura 4.31: Elemento 7 del esquemático de la figura 4.17

$$O = \frac{-U \cos \theta_{12} - F \cos \theta_{13}}{\text{sen} \theta_{14}} \quad (4.47)$$

Tabla 4.10: Gráficas de variación angular del elemento 7 4.17

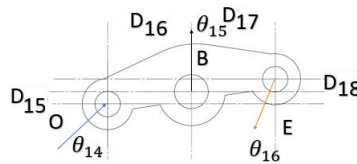
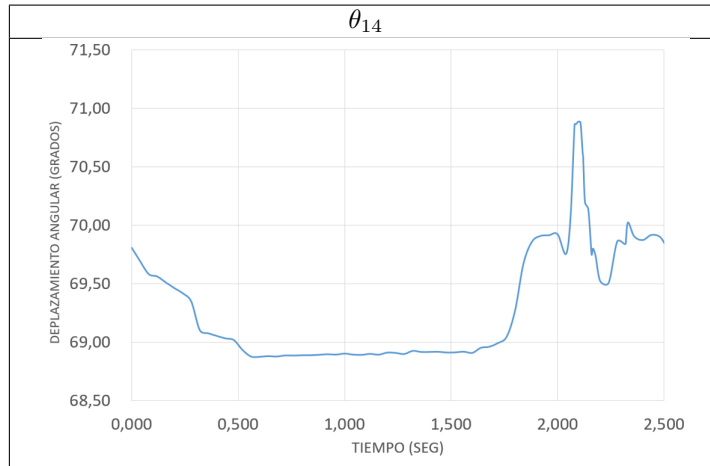


Figura 4.32: Elemento 5 y 6 del esquemático de la figura 4.17

$$B = \frac{O(\cos \theta_{14}(D_{16} + D_{17}) - \text{sen} \theta_{14}(D_{15} + D_{18}))}{(\text{sen} \theta_{15} D_{18} - \cos \theta_{15} D_{17})} \quad (4.48)$$

$$E = \frac{-B \cos \theta_{15} - O \cos \theta_{14}}{\cos \theta_{16}} \quad (4.49)$$

Tabla 4.11: Gráficas de variación angular del elemento 5 y 6 4.17

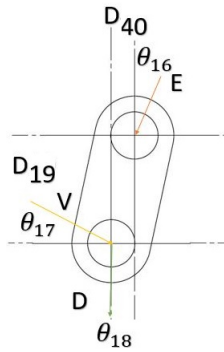
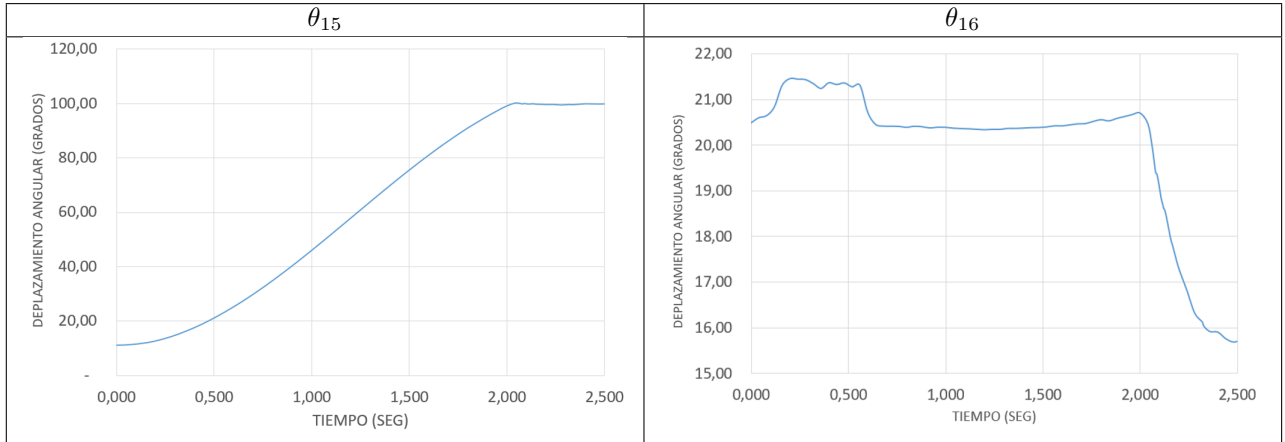
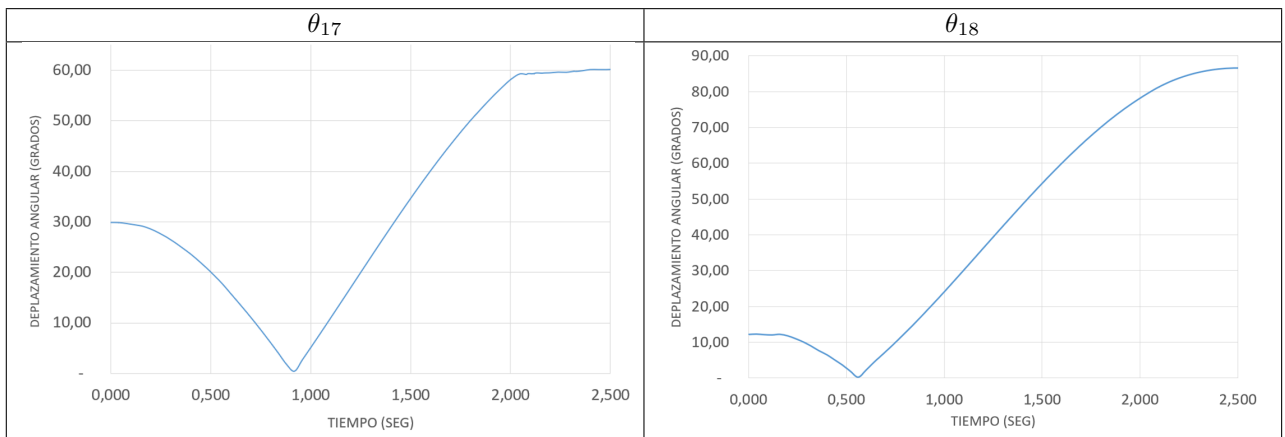


Figura 4.33: Elemento 4 del esquemático de la figura 4.17

$$D = \frac{-E \cos \theta_{16}}{\cos \theta_{18} - \frac{\text{sen} \theta_{17} (\text{sen} \theta_{18} D_{19} + \cos \theta_{18} D_{40})}{\cos \theta_{17} D_{19} + \text{sen} \theta_{17} D_{40}}} \quad (4.50)$$

$$V = \frac{-D (\text{sen} \theta_{18} D_{19} + \cos \theta_{18} D_{40})}{\cos \theta_{17} D_{19} + \text{sen} \theta_{17} D_{40}} \quad (4.51)$$

Tabla 4.12: Gráficas de variación angular del elemento 4 4.17



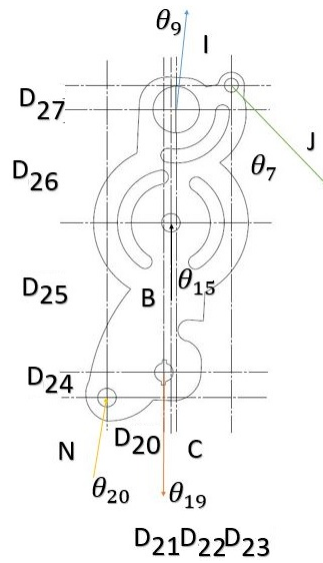


Figura 4.34: Elemento 3 del esquemático de la figura 4.17

$$C = \frac{-I(-\text{sen}\theta_9 D_{30} + \text{cos}\theta_9 D_{31}) + J(-\text{sen}\theta_7 D_{32} - \text{cos}\theta_2 D_{33}) + B(\text{sen}\theta_{15} D_{34} + \text{cos}\theta_{15} D_{35})}{\text{sen}\theta_{19} D_{24} - \text{cos}\theta_{19} D_{20}} \quad (4.52)$$

$$D_{30} = (D_{24} + D_{25} + D_{26}) \quad (4.53)$$

$$D_{31} = (D_{20} + D_{21} + D_{22}) \quad (4.54)$$

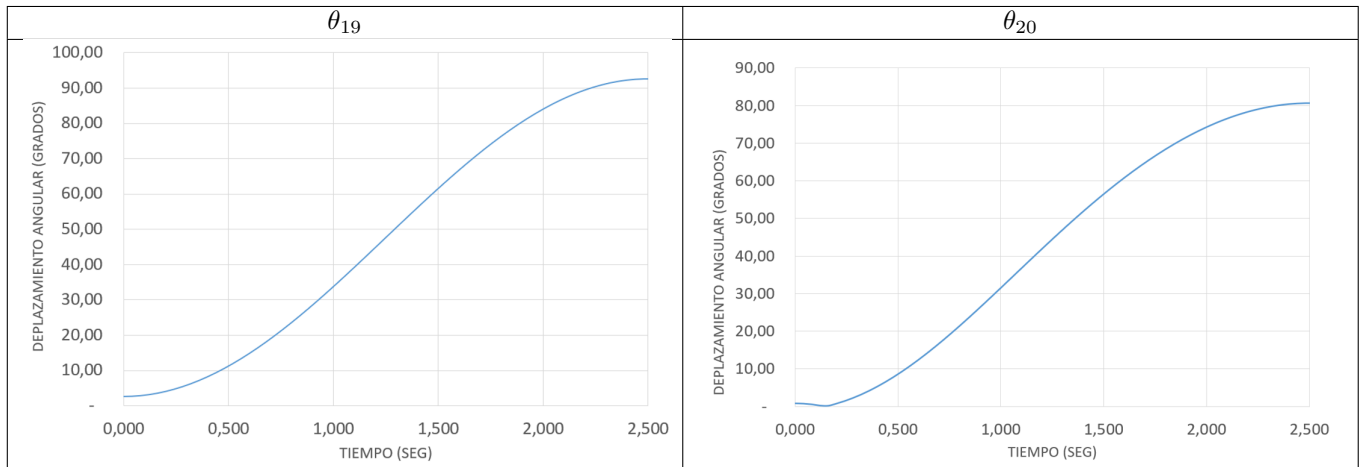
$$D_{32} = (D_{24} + D_{25} + D_{26} + D_{27}) \quad (4.55)$$

$$D_{33} = (D_{20} + D_{21} + D_{22} + D_{23}) \quad (4.56)$$

$$D_{34} = (D_{24} + D_{25}) D_{35} = (D_{20} + D_{21}) \quad (4.57)$$

$$N = \frac{-C \text{cos}\theta_{19} - B \text{cos}\theta_{15} - J \text{cos}\theta_7 - I \text{cos}\theta_9}{\text{cos}\theta_{20}} \quad (4.58)$$

Tabla 4.13: Gráficas de variación angular del elemento 3 4.17



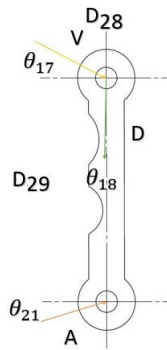
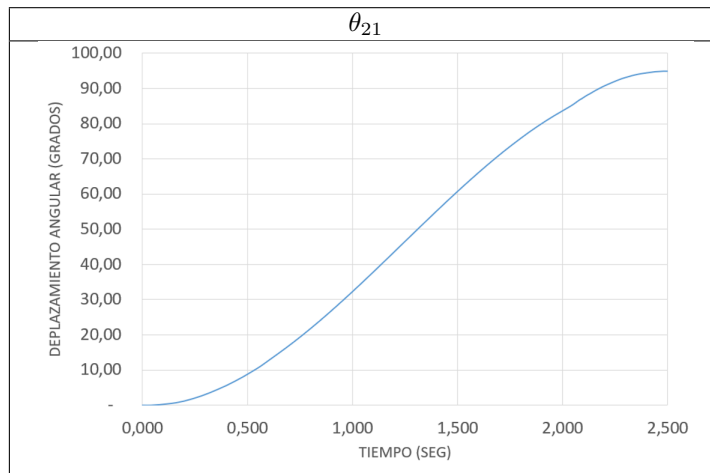


Figura 4.35: Elemento 2 del esquemático de la figura 4.17

$$A = \frac{-V \cos \theta_{17} - D \sin \theta_{18}}{\cos \theta_{21}} \quad (4.59)$$

Tabla 4.14: Gráficas de variación angular del elemento 2 4.17



Por último, en la figura 4.36 se muestra que para que el sistema se encuentre en equilibrio, el punto N necesita un valor en sus reacciones mayor que el determinado por la carga de 40 N aplicada en el punto Q, lo que define al mecanismo como sistema reductor de fuerza, ya que para la aplicación dada del sujeto con ectrodactilia se tiene mayor relevancia en variables dimensionales mas no de fuerza [64].

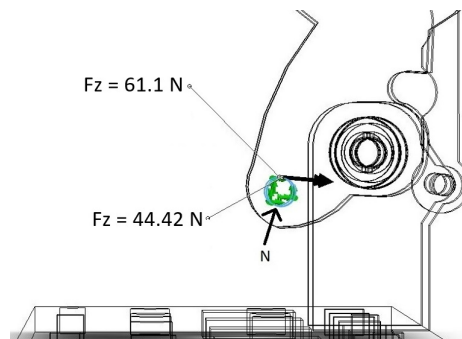


Figura 4.36: Reacción mediante Solidworks en el punto N.

4.2.6. Simulación de elementos finitos

Con el fin de asegurar que los elementos se encuentren en su zona de trabajo (límite elástico) bajo las cargas aplicadas, se realiza la simulación por elementos finitos en las que se tiene un enmallado de cuadrícula de 0.01 mm en todos los componentes, como se muestra en la figura 4.37. Este valor se determina por pruebas de ensayo y error teniendo como punto de referencia una variación en la deformación no mayor a 0.0001 unidades entre el elemento infinitesimal analizado y sus vecinos.

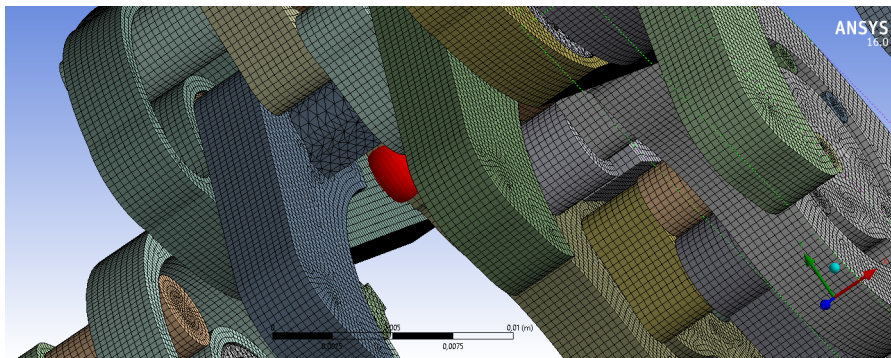


Figura 4.37: Malla aplicada.

En la figura 4.38, se observa una fuerza de 40 N aplicada sobre las falanges de los dedos meñique, anular y corazón. Con esta carga se determina el valor máximo de la deformación, esfuerzo y factor de seguridad del mecanismo en cada uno de los dedos.

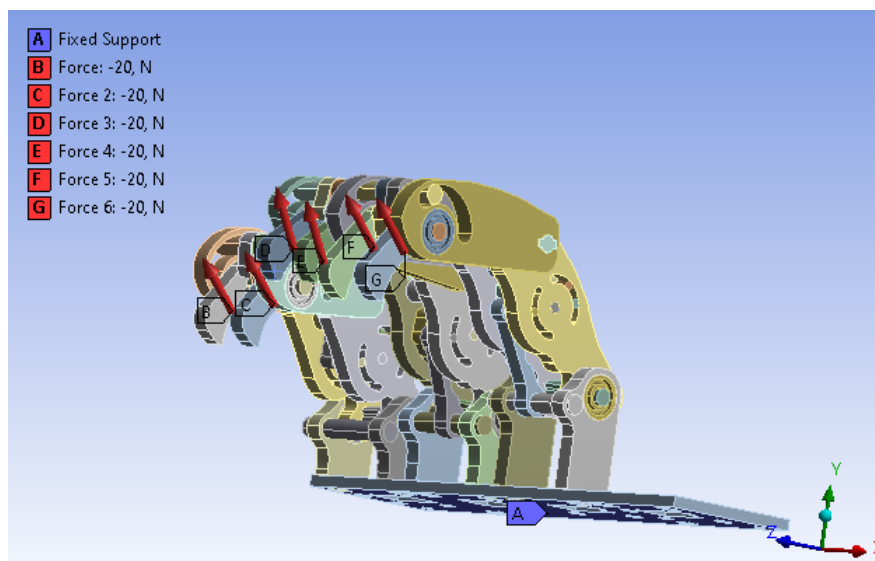


Figura 4.38: Fuerza aplicada.

En cuanto a la deformación, en la figura 4.39 se puede observar que este parámetro alcanza su valor máximo en deformación de 1.9746×10^{-5} mm.

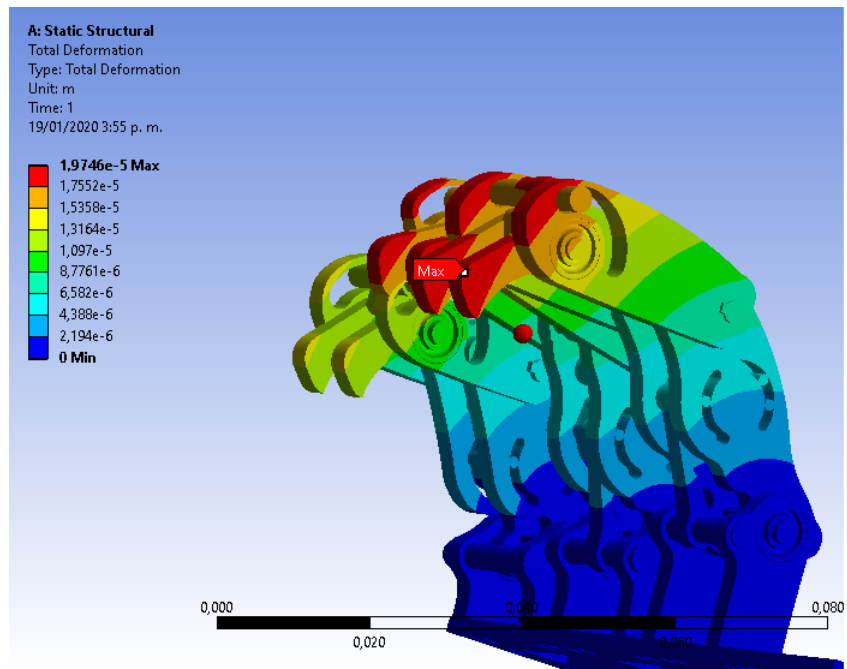


Figura 4.39: Total deformación

Para el cálculo del esfuerzo, en la figura 4.40 se observa el comportamiento que tiene la variable fuerza por unidad de área, de donde se evidencia que los puntos críticos se encuentran en las uniones en donde se localizan los elementos de entrada (actuadores), y confirma lo estipulado en la sección anterior donde se define el sistema como reductor.

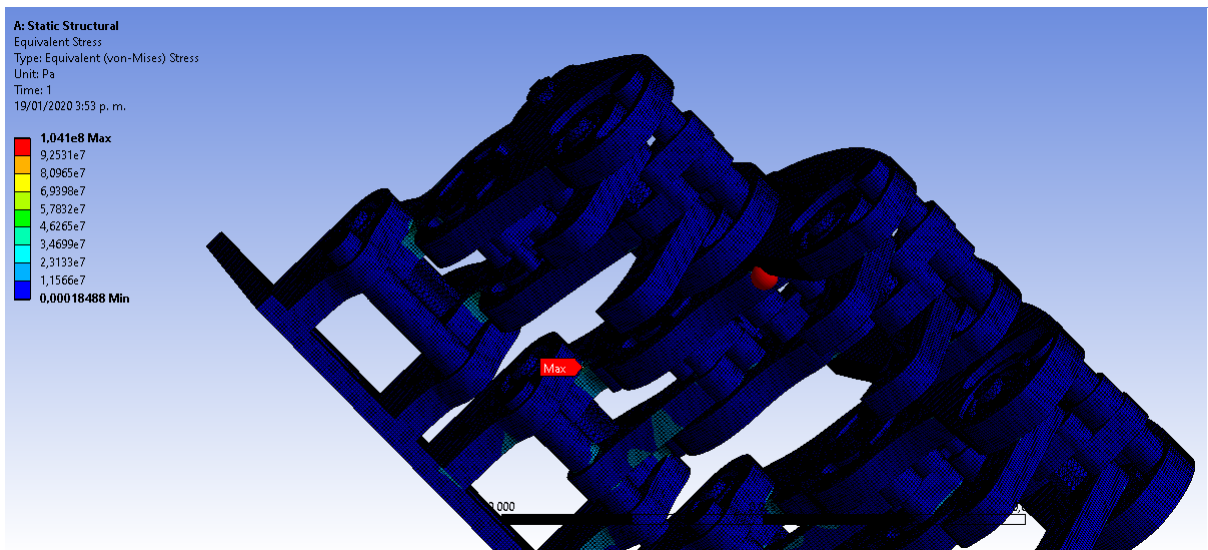


Figura 4.40: Von-mises

Finalmente, en la figura 4.41 se observa el valor mínimo de factor de seguridad establecido como 2.4016. Se dice que este valor es mínimo ya que a lo largo de la simulación este parámetro varía de

acuerdo al punto analizado en la malla y en algunos casos puede llegar a ser mayor.

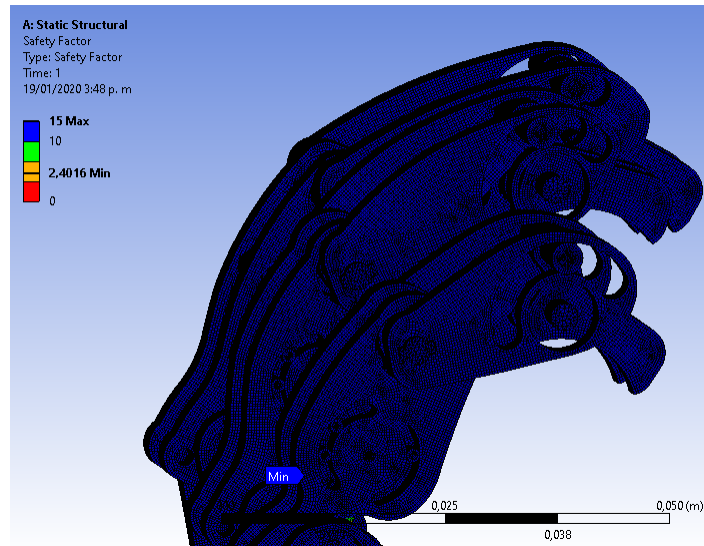


Figura 4.41: Factor de seguridad.

4.3. Construcción de la prótesis

Para la construcción del dispositivo mecánico, se fabricaron las piezas que emulan las falanges por medio del sistema de electroerosión por corte de hilo, que aunque no es la herramienta más eficiente para este proceso, es una máquina con la que cuenta la Universidad Militar Nueva Granada y que además de permitir la fabricación de estos elementos como se observa en la figura 4.42, disminuye los costos de producción y mano de obra.

Por lo anterior, se deben realizar pequeñas modificaciones a las piezas con el fin de poder encaminar el hilo que se encarga del corte.



Figura 4.42: Corte electroerosionadora por corte de hilo.

Luego, se fabricaron los diferentes ejes por medio de mecanizados por torno convencional como se evidencia en la figura 4.43.

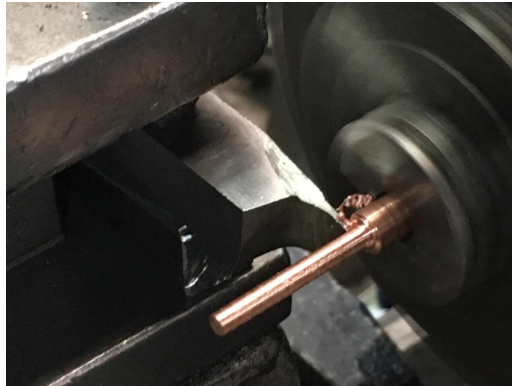


Figura 4.43: Mecanizado de ejes (eje gatillos)

Para la unión de las diferentes piezas se implementó la técnica de soldadura de estaño plata y cobre, con la cual se logró unir las piezas como se muestra en la figura 4.44.



Figura 4.44: Soldadura, Base Gatillos y unión de los dedos.

Para finalmente, en la figura 4.45 observar el mecanismo totalmente ensamblados en posiciones de flexión - extensión.

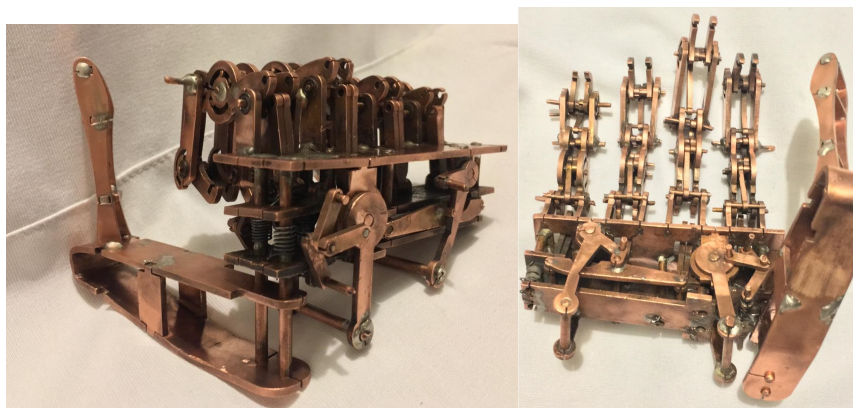


Figura 4.45: Vista de mano cerrada y abierta

Análisis de Resultados

Al analizar el movimiento natural del dedo se logró simular la trayectoria que este debía tener para el frenado de una bicicleta, de acuerdo con el tipo de agarre de potencia establecido. Para esto, en el diseño se tomó la decisión de realizar la activación de los dedos clasificándolos en dos de grupos, puesto que el sujeto de análisis solo cuenta con lo que se conoce como dedo uno y quinto por su condición de ectrodactilia. Una de las principales desventajas de esta patología es que con ella no se pueden generar diferentes tipos de agarre, ya que no hay movimientos independientes a los ya establecidos que permitan realizar control mecánico de posición sobre el mismo. Con lo cual se realiza el diseño de los dedos a partir de mecanismos de barra acoplados cuyo movimiento de entrada depende de la variación en un grado de libertad de tipo rotacional, y con esto se selecciona el primer grupo confirmado por los dedos meñique, anular y corazón para ser accionado por el dedo uno del sujeto, y el segundo grupo que solo lo conforma el índice para ser accionado por el dedo cinco del sujeto con ectrodactilia. Cabe aclarar que el dedo pulgar de la figura 4.45 es un dedo fijo con lo cual no requiere ser clasificado en los grupos anteriores.

Después de establecer la configuración básica del sistema, se realiza el diseño por medio del software Linkage con el que se obtuvo la estructura de barras de la figura 4.6. Que posteriormente fue analizada cinemáticamente para conocer las variables angulares involucradas en el movimiento de extensión y flexión de los dedos, y con esto obtener las ecuaciones de los ángulos θ_A , θ_B , θ_H , θ_{JB} , θ_L , θ_W y θ_Q que relacionan los siete mecanismos que conforman el sistema, respectivamente.

Luego, se procede al diseño mecánico de la figura 4.22, del que por medio de análisis de elementos finitos se obtuvo un factor de seguridad de 2.4, y la verificación de que todas las piezas trabajan dentro del rango elástico del material, para una carga de aproximadamente 3.5 Kg, que equivalen a fuerzas sobre dimensionadas de 40 N por dedo [64]. Esta simulación también permitió evidenciar fallas mecánicas que se mejoraron al disminuir los concentradores de esfuerzos y aumentar el grosor del material [64].

De los resultados obtenidos del análisis estático y fabricación, no se puede realizar una comparativa detallada, ya que los elementos fabricados tienen un aumento en el número de concentradores de esfuerzos debido a la selección de la electroerosionadora de hilo como instrumento de construcción, como se observa en la figura 4.46.

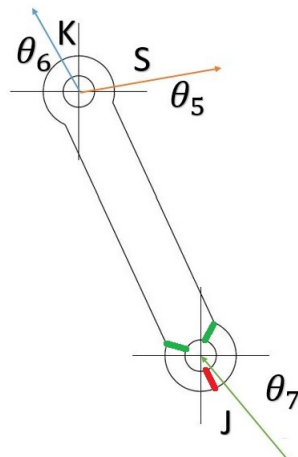


Figura 4.46: Punto de corte elemento 9

Finalmente, se realizan pruebas experimentales de frenado con el dispositivo para corroborar el funcionamiento de la mano. Estas generaron un frenado efectivo en la bicicleta al accionar los dos mecanismos de palanca que activan los grupos de dedos descritos anteriormente, como se muestra en la figura 4.47. Pero, se encontraron deficiencias en el diseño que no fueron consideradas en el esquema inicial como la fricción ocasionada por el material de cobre sobre cobre y la inclinación que se tenía que dar con la muñeca para tener una mejor superficie de contacto entre los dedos en sistema de freno.

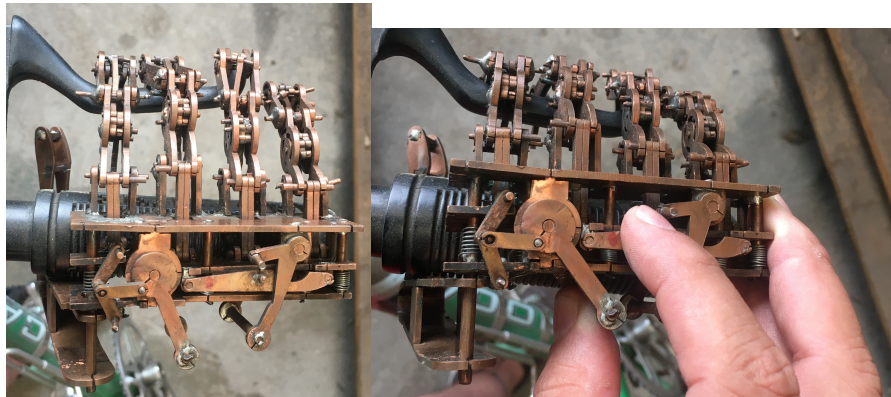


Figura 4.47: Mano en extensión y flexión

Conclusiones y Trabajos Futuros

El presente documento tuvo como objetivo el diseño y fabricación de un dispositivo mecánico para agarres de potencia en un sujeto con ectrodactilia. Para esto, inicialmente se utilizaron diferentes técnicas de medición como la antropometría y la goniometría que permitieron realizar la síntesis dimensional del mecanismo; y estudios de fuerza con la que se definieron parámetros de esfuerzo, deformación y factor de seguridad para un caso en particular de una persona cuyos dedos uno y cinco debían accionar el mecanismo para generar el frenado de una bicicleta, ya que actualmente en el mercado no se encuentran prótesis que permitan realizar estas actividades considerando la patología presentada.

En cuanto a la información obtenida anteriormente se realizó la simulación y diseño de un mecanismo acoplado de barras accionado por un sistema de dos palancas en las que el sujeto por medio de sus dedos puede desplazar para generar la flexión y extensión de la mano protésica, cabe resaltar que a este sistema se le pueden implementar motores con su respectivo algoritmo de control que permita mejorar la fuerza que se debe ejercer para la activación del sistema, teniendo en cuenta que esta fuerza debe ser mayor a la generada por el agarre debido a que el mecanismo se define como un sistema reductor.

Además, se puede concluir que la electroerosionadora de hilo genera un aumento de concentradores de esfuerzo debido a que el corte generado en los cuerpos, por ser hilo el material de corte, debe tener una trayectoria de entrada y una salida, especificada en puntos que son variables de acuerdo a la pieza a manipular, además, se debe considerar que el diámetro del hilo va disminuyendo por desgaste del material. Lo anterior, se muestra en la figura 4.46 en donde la sección en color rojo muestra el punto en el que se realizó el corte, además de los puntos en verde donde se aumentó el concentrador de esfuerzo, debido a que se va a generar un momento definido por la distancia que se encuentra entre la línea roja y la línea verde que se multiplica por la fuerza generada en ese apoyo. Por lo anterior, como trabajo futuro se propone realizar la fabricación de las piezas por medio de técnicas por corte con agua o láser. Además, ya que se utilizó cobre como elemento de construcción, el coeficiente de fricción entre dos piezas del mismo material es de 0.53, esto afecta directamente el movimiento del elemento, que conlleva una mayor fuerza para el sujeto con ectrodactilia. Por lo cual, se deben tener varias consideraciones a la hora de presentar una mejora como lo son: una mayor separación entre elementos y/o considerar otro material como inoxidable sobre inoxidable, el cual presenta un coeficiente de fricción de 0.35, pero requiere de una inversión económica mayor.

Finalmente, la comodidad de la prótesis se vio afectada por tres razones: la primera fue la disminución de fuerza con respecto a la aplicada, que llevo a que se notara una fatiga muscular por el sobre esfuerzo que debía realizar, lo cual en el futuro puede provocar lesiones en la mano afectada del paciente por tareas repetitivas de fuerza. La segunda se debe a que no se diseñó ningún soporte para la mano, esto puede generar daños sobre la piel, como un trabajo futuro se debe proponer un diseño ergonómico que contemple la posición de la mano del paciente al ejecutar tareas de frenado. Y, por último, la prótesis tiene problemas de versatilidad ya que no se puede adaptar a diferentes manos,

sin embargo el funcionamiento de los dedos se puede acoplar, solo se requiere cambiar el sistema de activación.

Bibliografía

- [1] Marta Ayats Soler, *Diseño de una prótesis de mano adaptable para niños*. PhD Thesis, Escola Tecnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona, Barcelona, Apr. 2017.
- [2] Akhil J. Madhani,, “ROBOT HAND WITH HUMAN-LIKE,” Oct. 2010.
- [3] Myzka,David H., “MÁQUINAS Y MECANISMOS,” in *Máquinas y mecanismos*, vol. 1, p. 261, México: Pearson educación, 4 ed., 2012.
- [4] J. L. L. Bernal, *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad*. PhD Thesis, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2012.
- [5] Francisco Cuenca Jiménez, *Universitarios desarrollan dedo protésico capaz de generar fuerza y movimiento*.
- [6] Myzka,David H., “MÁQUINAS Y MECANISMOS,” in *Máquinas y mecanismos*, vol. 1, p. 8, México: Pearson educación, 4 ed., 2012.
- [7] C. A. S. Castellanos, “Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano,” p. 29, 2011.
- [8] “Aplicación de la Impresión 3D en las ciencias de la Salud.”
- [9] J. N. Aceros, “Acero Inoxidable y Titanio en Implantes Quirúrgicos,” Aug. 2014.
- [10] “Los avances más notables en la tecnología de prótesis,” Nov. 2015.
- [11] G. Jindal, V. R. Parmar, and V. K. Gupta, “Ectrodactyly/split hand feet malformation,” *Indian Journal of Human Genetics*, vol. 15, no. 3, pp. 140–142, 2009.
- [12] V. R. Sutton and H. van Bokhoven, “TP63-Related Disorders,” in *GeneReviews*® (M. P. Adam, H. H. Ardinger, R. A. Pagon, S. E. Wallace, L. J. Bean, K. Stephens, and A. Amemiya, eds.), Seattle (WA): University of Washington, Seattle, 1993.
- [13] M. B. Kalathia, A. A. Seta, and P. N. Parmar, “A Case of Ectrodactyly in a Neonate,” *Journal of Clinical Neonatology*, vol. 2, no. 3, pp. 151–152, 2013.
- [14] *EL SINDROME DE ECTRODACTILIA, DISPLASIA ECTODERMICA Y LABIO/PALADAR HENDIDO. PRESENTACION DE UN CASO Y REVISION DE LA LITERATURA*.
- [15] T. Rinne, B. Hamel, H. v. Bokhoven, and H. G. Brunner, “Pattern of p63 mutations and their phenotypes—update,” *American Journal of Medical Genetics Part A*, vol. 140A, pp. 1396–1406, July 2006.

- [16] F. Bisneto and E. Novaes, “Deformidades congênicas dos membros superiores: parte I: falhas de formação,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 47, pp. 545–552, Oct. 2012. Publisher: Revista Brasileira de Ortopedia.
- [17] B. D. Gane and P. Natarajan, “Split-hand/feet malformation: A rare syndrome,” *Journal of Family Medicine and Primary Care*, vol. 5, p. 168, Jan. 2016. Company: Medknow Publications and Media Pvt. Ltd. Distributor: Medknow Publications and Media Pvt. Ltd. Institution: Medknow Publications and Media Pvt. Ltd. Label: Medknow Publications and Media Pvt. Ltd. Publisher: Medknow Publications.
- [18] F. Bisneto and E. Novaes, “Congenital deformities of the upper limbs: part I: failure of formation,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 47, pp. 545–552, Oct. 2012. Publisher: Revista Brasileira de Ortopedia.
- [19] M. Grossi, L. M. Pereira, A. E. Hinterholz, and de Souza, “Ectrodactilia: Una rara malformación de miembros,” p. 3.
- [20] J. Arbués, A. Galindo, J. M. Puente, M. G. Vega, M. Hernández, and P. de la Fuente, “Typical isolated ectrodactyly of hands and feet: early antenatal diagnosis,” *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine: The Official Journal of the European Association of Perinatal Medicine, the Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians*, vol. 17, pp. 299–301, Apr. 2005.
- [21] S. J. Puentes, “PROGRAMA DE VIGILANCIA DE MALFORMACIONES CONGÉNITAS EN LA CIUDAD DE BOGOTÁ D.C.,” p. 14.
- [22] S. Bolivar, “CAFAM EL BOSQUE POLICIA SAN IGNACIO SAN JOSE INFANTIL,” p. 13, 2014.
- [23] *Boletines Programa de Vigilancia de Malformaciones Congénitas Bogotá D.C. « Anomalias Congénitas.*
- [24] A. J. Barsky, “CLEFT HAND: CLASSIFICATION, INCIDENCE, AND TREATMENT. REVIEW OF THE LITERATURE AND REPORT OF NINETEEN CASES,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 46, pp. 1707–1720, Dec. 1964.
- [25] “La ingeniería al servicio de la medicina - Manuel C. Rubio - tecnicaindustrial.es.”
- [26] Kim Norton, *Un breve recorrido por la historia de la protesica.* Dec. 2007.
- [27] *Las protesis, ¿un invento moderno? Estas equivocado.* Oct. 2014.
- [28] Ministerio de salud y proteccion social, *Registro para la Localizacion y Caracterizacion de Personas con Discapacidad - RLCPD.*
- [29] J. M. D. González, “ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES,” *Revista Digital Universitaria*, p. 15, 2005.
- [30] N. Arzola and J. L. Loaiza, “EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO,” *DYNA*, vol. 78, pp. 191–200, Sept. 2011.

- [31] J. C. D. Montes and J. M. D. González, “MECANISMOS DE TRANSMISIÓN Y ACTUADORES UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE MANO,” p. 11, 2009.
- [32] *VINCENTevolution 2*.
- [33] “Mano diestra - Shadow Robot Company.”
- [34] *i-limb ultra | textbar Toque Bionics*.
- [35] “Robonaut.”
- [36] “Harada Electronics Industry Ltd. - ?? ?? ?? ????? ?? -.”
- [37] “DLR - Instituto de Robótica y Mecatrónica - David.”
- [38] “Sandia National Laboratories: Comunicados de prensa: Sandia Hand robótica realista y rentable puede desactivar los IED.”
- [39] “Mechate robot hand (links).”
- [40] N. Thayer and S. Priya, “Design and implementation of a dexterous anthropomorphic robotic typing (DART) hand,” *Smart Materials and Structures*, vol. 20, p. 035010, Mar. 2011.
- [41] G. Cannata and M. Maggiali, “An embedded tactile and force sensor for robotic manipulation and grasping,” in *5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005.*, (San Diego, Cali, USA), pp. 80–85, IEEE, 2005.
- [42] S. Takamuku, A. Fukuda, and K. Hosoda, “Repetitive grasping with anthropomorphic skin-covered hand enables robust haptic recognition,” in *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Nice), pp. 3212–3217, IEEE, Sept. 2008.
- [43] T. Mouri, H. Kawasaki, K. Yoshikawa, J. Takai, and S. Ito, “Anthropomorphic Robot Hand: Gifu Hand III,” p. 6.
- [44] “IH2 Azzurra - Prensilia. grasping innovation.”
- [45] A. Caffaz, G. Casalino, G. Cannata, G. Panin, and E. Massucco, “The DIST-Hand, an Anthropomorphic, Fully Sensorized Dexterous Gripper,” p. 16.
- [46] S. J. Mraz, “Biomedical engineers struggle to give prosthetic hands a sense of touch,” p. 5.
- [47] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, and R. F. Weir, “Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 50, no. 5, p. 599, 2013.
- [48] L. A. A. López, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” vol. 4, p. 11, 2012.
- [49] C. L. Taylor and R. J. Schwarz, “The Anatomy and Mechanics of the Human Hand,” p. 14.
- [50] H. B. S. H. W. M. Z. Rainer, “hand and wrist anatomy and biomechanics a comprehensive guide,” vol. 1, p. 64, 1 ed., Jan. 2017.

- [51] H. B. S. H. W. M. Z. Rainer, “hand and wrist anatomy and biomechanics a comprehensive guide,” vol. 1, p. 27, 1 ed., Jan. 2017.
- [52] C. W. Thompson and R. T. Floyd, *Manual de kinesiología estructural*. Editorial Paidotribo, 1999.
- [53] NICOLAS ALZATE ARIAS, *CONTROL MIOELÉCTRICO DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR - MANO*. PhD Thesis, UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA, BOGOTÁ D.C., 2017.
- [54] H. B. S. H. W. M. Z. Rainer, “hand and wrist anatomy and biomechanics a comprehensive guide,” vol. 1, p. 71, 1 ed., Jan. 2017.
- [55] M. Martí, M. Pérez, A. Burgaya, P. Calvet, and A. Gondolbeu, “Anatomía aplicada a la cirugía de los tendones flexores,” *Revista Iberoamericana de Cirugía de la Mano*, vol. 43, pp. 128–134, Nov. 2015.
- [56] *Huesos de la mano: ¿Cuántos hay y cuáles son?* Jan. 2017.
- [57] A. Cassan, *Atlas de anatomía*. Grupo Editorial Norma, 2000.
- [58] Taboadela, Caludio H., “Goniometría: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.” vol. 1, p. 83, Buenos Aires: Asociart ART, 1a ed. ed., 2007.
- [59] Taboadela, Caludio H., “Goniometría: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.” vol. 1, p. 85, Buenos Aires: Asociart ART, 1a ed. ed., 2007.
- [60] Taboadela, Caludio H., “Goniometría: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.” vol. 1, p. 87, Buenos Aires: Asociart ART, 1a ed. ed., 2007.
- [61] S. Y. Nof, *Handbook of Industrial Robotics*. John Wiley & Sons, 1999.
- [62] M. Cutkosky, “(PDF) On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks.” Library Catalog: www.researchgate.net.
- [63] S. N. Kozhevnikov, “Mecanismos,” in *Mecanismos*, vol. 1, p. 704, Barcelona: Gustavo Gili S. A, 3 ed., 1981.
- [64] L. M. Jashimoto, B. A. O. Navar, and K. L. Duarte, “FUERZA MÁXIMA DE AGARRE CON MANO DOMINANTE Y NO DOMINANTE.” p. 16, 2009.